

Universidade Federal do Rio de Janeiro

Instituto de Física

**INFLUÊNCIA DA DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA DO TLD 100 NO
FATOR DE CALIBRAÇÃO PARA A FAIXA DE ENERGIA DE
MAMOGRAFIA**

Pedro Henrique Gonçalves Durão

Rio de Janeiro

Abril/2019

INFLUÊNCIA DA DEPENDENCIA ENERGÉTICA DO TLD 100 NO FATOR DE CALIBRAÇÃO PARA A FAIXA DE ENERGIA DE MAMOGRAFIA

Pedro Henrique Gonçalves Durão

Trabalho de conclusão de curso
apresentado ao Programa de Graduação em
Física-Médica, IF, da Universidade Federal do
Rio de Janeiro, como parte dos requisitos
necessários à obtenção do título de Bacharel em
Física Médica.

Orientador: Claudio Domingues de Almeida

Rio de Janeiro

Abril/2019

CIP - Catalogação na Publicação

G948i Gonçalves Durão, Pedro Henrique
 INFLUÊNCIA DA DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA DO TLD 100
 NO FATOR DE CALIBRAÇÃO PARA A FAIXA DE ENERGIA DE
 MAMOGRAFIA / Pedro Henrique Gonçalves Durão. -- Rio
 de Janeiro, 2019.
 61 f.

 Orientador: Claudio Domingues de Almeida.
 Trabalho de conclusão de curso (graduação) -
 Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto
 de Física, Bacharel em Física Médica, 2019.

 1. Dependência energética. 2. Dosímetro
 Termoluminescente. 3. Mamografia. 4. TLD 100 LiF.
 5. Fator de Calibração. I. Domingues de Almeida,
 Claudio, orient. II. Título.

Elaborado pelo Sistema de Geração Automática da UFRJ com os dados fornecidos
pelo(a) autor(a), sob a responsabilidade de Miguel Romeu Amorim Neto - CRB-7/6283.

Pedro Henrique Gonçalves Durão

INFLUÊNCIA DA DEPENDENCIA ENERGÉTICA DO TLD 100 NO
FATOR DE CALIBRAÇÃO PARA A FAIXA DE ENERGIA DE
MAMOGRAFIA

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como requisito para a obtenção do título de Bacharel em Física Médica

Aprovado em: ____ de _____ de ____.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Claudio Domingues de Almeida (orientador) – IRD/CNEN

Prof. Dr. Marcus Alexandre Vallim de Alencar – IRD/CNEN

Prof. Dr. Odair Dias Gonçalves – Instituto de Física – UFRJ

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais por terem colocado meus estudos como a principal prioridade, por me darem todo o carinho, atenção e amor, assim como meu irmão Lipe, minha namorada Ana e meus tios, padrinhos, primos e avós. Sem eles não teria chegado até aqui. Eu devo tudo a minha família e amo cada um com mesma intensidade.

Preciso fazer um agradecimento especial aos professores que me deram aula desde que comecei a estudar. Aprendi a admirar a profissão desde que me dei conta do meu prazer de dar aula e de como a profissão pode mudar a vida das pessoas.

Agradeço ao IRD, aos profissionais da Divisão de Física Médica, em especial ao Hugo, João Feital, João Emílio e Josilene e da Divisão de Dosimetria, em especial ao Sérgio, Rosangela e Marcus Vallim. Agradeço ao LCR e em especial ao Leonardo Pacífico.

Agradeço meu orientador, Claudio Domingues. Foi muito importante nesta etapa, me passando experiência e conhecimentos que levarei para o resto da minha carreira.

Agradeço aos meus amigos que me acompanharam e passaram momentos de alegria e desespero ao meu lado. Lucas que estuda comigo desde o colégio, Dirceu, Juan e Felipe que me ajudaram muito durante toda a graduação.

Obrigado ao CNPQ pelo apoio financeiro.

RESUMO

A mamografia hoje é o melhor método de imagem para detectar sinais de doenças na mama e é indicado para acompanhamento clínico e periódico para mulheres a partir dos 40 anos, no Brasil. É importante o aprimoramento contínuo das técnicas de aquisição de imagem para um diagnóstico preciso. A grandeza que melhor avalia o risco de carcinoma radioinduzido na mama é a dose glandular média (DGM). Um dos métodos de cálculo de DGM é a partir da medida de kerma no ar que pode ser obtida utilizando dosímetro termoluminescente TLD 100. O código de prática da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) observa que, em geral, os laboratórios de dosimetria padrão secundário (SSDL) utilizam como referência de qualidade do feixe 28 kV/Mo/Mo para a calibração de TLD. Estudos feitos por Nunn et al (2008) e Davis et al (2003), confirmam uma dependência energética do TLD 100 para baixas energias. O objetivo deste estudo é determinar a dependência energética do TLD 100 através da relação entre qualidades do feixe (kV/alvo/filtro/CSR) e fatores de calibração (F_c) do TLD para a faixa de energia utilizada em mamografia. Além disso, comparar estes F_c com o obtido para 28 kV/Mo/Mo e determinar a diferença entre eles, considerando também a análise da diferença entre os F_c com alvos de Molibdênio e Tungstênio. Como resultado, foi observado que em toda faixa de energia estudada, os valores dos F_c variaram de 0,180 a 0,250 mGy/nC, para as camadas semirredutoras (CSR) entre 0,310 e 0,654 mmAl. Foi observado que ao utilizar apenas o fator de calibração obtido com 28 kV/Mo/Mo, a DGM calculada é subestimada em até 10,8% e superestimada em até 20,3% dependendo da combinação kV/alvo/filtro utilizada para irradiar o TLD. Aplicando a equação do ajuste do F_c em função da CSR, utilizando apenas alvo de Mo, observou-se uma diferença percentual máxima de 6,1% entre os F_c experimentais e os F_c obtidos pela equação para a mesma CSR, e aplicando o mesmo procedimento para o alvo de W, a maior diferença foi de 3,3%. Conclui-se que deve ser considerada a dependência energética na faixa de energia de mamografia para o TLD 100 e que é possível realizar a correção a partir da equação do ajuste do F_c em função da CSR para ambos os alvos de Mo e W. O TLD 100 pode ser amplamente utilizado para obtenção de DGM desde que seja considerada a dependência energética e a sensibilidade.

Palavras Chave: Dependência energética, dosímetro termoluminescente (TLD 100 LiF), mamografia, fator de calibração.

ABSTRACT

Mammography is the best method of early detection of breast cancer nowadays. It's indicated for clinical follow-up for women over 40 years old in Brazil. Is importante the quality control and continuous enhancement of imaging techniques for a accurate diagnosis. The measurement that represents the risk of radio induced breast cancer is the mean glandular dose (DGM). A method to obtaining DGM, is measurement air kerma using thermoluminescent dosimeter TLD 100. A publication of the International Atomic Energy Agency (IAEA) named "Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice" notes that, in general, the Secondary Standards Dosimetry Laboratories (SSDL) select 28 kV/Mo/Mo as the reference radiation quality for calibration TLD in mamography. Studies by Nunn et al. (2008) and Davis et al. (2003) confirm the TLD 100 energy dependence in low energies. The purpose of such study is to determine the energy dependence of the TLD 100 through the relationship between energy (kV/target/filter/CSR) and TLD calibration factors (F_c) on the mammography energy range. In addition, this study aim to compare F_c measurements for mammography energy range and the F_c measured for reference quality (28 kV/Mo/Mo) and also the difference between them considering the analysis of F_c with Molybdenum and Tungsten targets. In mammography energy range, the values of calibration factors ranged from 0.180 to 0.250 mGy/nC, while the half value layers (CSR) ranged from 0.310 to 0.654 mmAl. Was observed that using calibration factor obtained with 28 kV/Mo/Mo, the calculated DGM could be underestimated by 10.8% and overestimated by 20.3%, depending on radiation quality combination (kV/target/filter) used in TLD calibrations. Calculations based on equation of F_c as a function of CSR, using only the Mo target, was observed discrepancy of 6.1%, between the experimental F_c and the measured F_c based on equation for the same CSR, and for the W target, the major discrepancy was 3.3%. It is concluded that the energy dependence in the mammography energy range for the TLD 100 should be considered. The F_c as function of the CSR equation can be used for both Mo and W targets. TLD 100 can be used to measurement of DGM as long as the energy dependence and sensitivity should be considered.

Key Words: Energy dependence, Thermoluminescent dosimetry (TLD 100), mamography, calibration factors.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Modelo e fabricante dos equipamentos utilizados para irradiação dos TLDs e seus respectivos laboratórios. 23

Tabela 2 - Valores das Camadas semirredutora e Fatores de Calibração com suas respectivas incertezas e local dos equipamentos utilizados para as medidas em cada combinação kV/alvo/filtro. 33

Tabela 3 - Fatores de calibração obtidos experimentalmente, obtidos com as equações dos ajustes com dados do IRD/INCA e dados do LCR/UERJ calculados para cada local e em função das CSR determinadas em cada combinação kV/alvo/filtro..... 35

Tabela 4 - Percentual de super e subestimativa da dose a partir da diferença entre o fator de calibração com 28 kV/Mo/Mo e os demais valores de fatores de calibração obtidos: experimentalmente (Exp.), utilizando a equação com todos os dados (W e Mo), utilizando a equação somente com os dados obtidos com alvo de tungstênio (W) e com os dados obtidos com o alvo de molibdênio (Mo)..... 38

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - O mamógrafo e seus componentes.	7
Figura 2 - Esquema do tubo de raios-X. Imagem editada a partir da FONTE: (Nuclear s.d.)	8
Figura 3 - Emissão de Raio-X Característico devido ao decaimento de um elétron para camada mais interna. Imagem editada a partir da FONTE: (Bushberg, et al. 2002).	9
Figura 4 - Emissão de um fóton devido à interação do elétron, sendo freado pelo núcleo de um átomo. (Bushberg, et al. 2002).....	9
Figura 5 – Regiões de domínio dos efeitos de interação dos fótons com a matéria de acordo com o número atômico do material absorvedor e a energia do fóton incidente. FONTE: (Attix 1986).	10
Figura 6 - Efeito Fotoelétrico (Estudo Radiográfico 2018).....	11
Figura 7 - Efeito Compton (Estudo Radiográfico 2018).	11
Figura 8 - Comparação entre um espectro de radiação de freamento sem filtração e um espectro com filtração para uma tensão de 90 kVp. Imagem editada a partir da FONTE: (Bushberg, et al. 2002).	12
Figura 9 - Coeficientes de atenuação mássico em função da energia dos raios X incidentes. FONTE: (Bushberg, et al. 2002).	13
Figura 10 - Espectro comparando o filtro de Molibdênio com o filtro de Ródio. Linha pontilhada: Combinação Mo/Mo. Linha continua: Combinação Mo/Rh. Imagem editada a partir da FONTE: (Bushberg, et al. 2002).....	14
Figura 11 - Coeficientes de atenuação linear em função da energia dos fótons incidentes de: (A) carcinoma ductal infiltrante, (B) tecido glandular e (C) tecido adiposo. Editado da FONTE: (Chevalier 2012) (Johns e Yaffe 1987).	15

Figura 12 – Representação esquemática da termoluminescência (Maurício 2001).	18
Figura 13 - Resposta TL por unidade de Kerma no ar normalizadas em função da energia efetiva (keV). Editado da FONTE: (Nunn, et al. 2008).....	20
Figura 14 – Resposta TL por unidade de dose em função da energia efetiva do feixe, para o TLD LiF:Mg,Ti (TLD 100). FONTE: (Nunn, et al. 2008).....	20
Figura 15 - Resposta TL em função da energia dos fótons para kerma no ar: 1- CaF ₂ : Mn (TLD-400); 2- CaSO ₄ :Dy (TLD-900); 3- LiF:Mg,Ti (TLD-100) ; 4- BeO. Editado da FONTE: (Chistensen., Botter-Jensen. e Majborn. 1981)	21
Figura 16 - Irradiação dos TLDs utilizando a fonte de Césio 137.....	24
Figura 17 – Arranjo experimental da câmara de ionização para as medidas de Kerma no ar e determinação da CSR no: (a) mamógrafo (IRD) e (b) equipamento do laboratório de dosimetria padrão secundário (LCR/UERJ).....	26
Figura 18 - Esquema do posicionamento: (a) câmara de ionização para a medições de kerma no ar em cada combinação kV/alvo/filtro/mAs e (b) posicionamento dos TLD sobre o simulador de mama para a calibração.	27
Figura 19- Arranjo experimental do irradiador para calibração dos TLDs no: (a) mamógrafo (INCA) e (b) equipamento do laboratório de dosimetria padrão secundário (LCR/UERJ).....	28
Figura 20 – Fatores de Calibração em função da Camada Semirredutora medidos nos equipamentos do IRD/INCA e do LCR/UERJ.	34
Figura 21 - Fator de Calibração em função da Camada Semirredutora obtido com 28 kV/Mo/Mo.....	36
Figura 22 - Fator de Calibração em função da Camada Semirredutora, para alvo de W e alvo de Mo obtidos nas medições realizadas experimentalmente.....	37

Figura 23 - Gráfico da resposta do TLD por unidade de Kerma no ar em função da energia efetiva do feixe, comparando os dados obtidos neste estudo, normalizados pela resposta obtida no ^{137}Cs , com os dados apresentados por Nunn et al, normalizados pela resposta do ^{60}Co 39

SUMÁRIO

Resumo	ii
Abstract.....	iii
Lista de Tabelas	iv
Lista de Figuras.....	v
Sumário.....	viii
1. Introdução	1
1.1 Objetivos.....	5
2. Fundamentos teóricos	6
2.1 Mamógrafo	6
2.2 Tubo de Raios X	7
2.3 Interações da Radiação com a Matéria	8
2.4 Combinações Alvo/Filtro.....	12
2.5 Mama	14
2.6 Grandezas em Mamografia.....	16
2.7 Camada Semirredutora e Energia Efetiva.....	17
2.8 Dosímetro Termoluminescente (TLD 100)	17
3. Materiais e Métodos	23
3.1 Materiais	23

viii

3.2 Tratamentos Térmicos dos TLDs	24
3.3 Determinação dos Fatores de Sensibilidade individuais	24
3.4 Determinação das Camadas Semirredutoras.....	25
3.5 Determinação dos Fatores de Calibração	27
3.6 Cálculo de Incertezas	29
4. Resultados e Discussões	32
5. Conclusão	40
6. Bibliografia.....	41
Anexo 1.....	46

1. INTRODUÇÃO

A mamografia é a técnica mais utilizada para a detecção precoce de câncer de mama devido a sua precisão diagnóstica. Para que possa detectar sinais sutis de doenças, a técnica deve ser acurada o suficiente para conseguir diferenciar estruturas pequenas (microcalcificações) e/ou estruturas com densidades muito próximas (Delis., et al. 2006).

Segundo o Instituto Nacional de Câncer (INCA), o câncer de mama é o segundo tipo de câncer que mais acomete mulheres no Brasil e no Mundo. O Instituto Nacional do Câncer (INCA) estimou 59.700 novos casos para cada ano do biênio 2019/2018 (INCA 2018). Por conta da necessidade do diagnóstico precoce do câncer de mama e devido a grupos de pacientes saudáveis e assintomáticos serem submetidas à mamografia, existe uma necessidade de aprimoramento contínuo das técnicas de aquisição de imagem (Delis., et al. 2006). Além disso, existe um risco de desenvolvimento de carcinoma associado à exposição do tecido glandular mamário à radiação ionizante, fazendo com que a otimização da dose na mama seja de extrema importância aos pacientes submetidos ao exame (Hammerstein., et al. 1979) (Almeida 2014). A dose glandular média (DGM) é a grandeza de maior interesse em proteção radiológica, pois possibilita a estimativa de risco associado a exames mamográficos (ICRP 1987) (Pernicka e Mclean 2007).

Atualmente são conhecidos três métodos para determinar dose glandular média (DGM) em mamografia. Um desses métodos é a partir da medida direta do kerma no ar (K_{ar}), utilizando câmara de ionização na posição da mama e aplicando fatores de conversão para calcular a DGM (Dance., et al. 2000). Outro método é determinar o rendimento do tubo, em todas as combinações kV/alvo/filtro utilizadas nos exames de mamografia. O rendimento é obtido a partir da razão entre a leitura da câmara de ionização posicionada a uma distância pré-estabelecida do foco e o mAs utilizado na exposição. Com valores de rendimento para cada combinação kV/alvo/filtro, é possível determinar o K_{ar} para exposições com diferentes valores de mAs em qualquer distância do foco (Xavier, Barros. e Mello. 2014). Uma terceira forma é utilizar dosímetros termoluminescentes (TLD), aplicando devidamente os fatores de sensibilidade, calibração e, se necessário, corrigindo possíveis flutuações da leitora de TLD (Coutinho 2009).

Tendo em vista o crescente número de serviços que passaram a oferecer o exame de mamografia, um trabalho publicado pelo Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR) teve como objetivo desenvolver um sistema dosimétrico para mamografia, utilizando TLD, que permitisse a avaliação da dose de entrada na pele em pacientes submetidos a exames de mamografia (Menezes, et al. 2002). Para isso foi preparado um cartão dosimétrico contendo dois TLD, para ser exposto em condições padrão e retornado para leitura.

Em 2017 o INCA, publicou um trabalho intitulado “O Controle de Qualidade em Mamografia e o INCA: Aspectos Históricos e Resultados” no qual são apresentados dados dos programas de controle de doses em mamografia do INCA e do CBR, juntamente com avaliações sob outros aspectos do programa de controle de qualidade de mamografia ao longo do tempo, com pesquisa documental desde 1970 até 2012 (Araújo, et al. 2017).

Em 2018 o trabalho de Pinheiro et al (2018), publicado no *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, teve como objetivo analisar o impacto das tecnologias nas doses glandulares médias (DGMs) em serviços de todo o país de 2011 a 2016, e para isso avaliou os dados obtidos das leituras dos programas do INCA e do CBR. Foram obtidas diferenças estatisticamente significativas entre os sistemas convencionais de aquisição de imagem e a Radiografia Computadorizada (CR) e a Digital Direta (DR), apontando maiores DGMs nas técnicas CR e DR. Quando feita a comparação entre as técnicas digitais, CR e DR, não houve diferença estatisticamente significativa na DGM (Pinheiro, et al. 2018). Outros trabalhos exemplificam a utilização do TLD como ferramenta prática e útil, como o de Feital (2017) que teve o objetivo de validar uma metodologia para determinação do kerma no ar de entrada e a dose glandular média em que as pacientes são expostas na mamografia, concluindo com a validação da metodologia, e o trabalho feito por Coutinho (2009) que avalia diferentes técnicas mamográficas classificando-as quanto à dose glandular média.

O reporte técnico 457 em dosimetria diagnostica da Agencia Internacional de Energia Atômica (AIEA) observa que, em geral, os laboratórios de dosimetria padrão secundários (SSDL) utilizam como referência de qualidade do feixe 28 kV e combinação alvo/filtro molibdênio/molibdênio (Mo/Mo) para a calibração de TLD (Pernicka e Mclean 2007).

Em contrapartida, foram publicados trabalhos que mostram uma dependência energética da resposta TL do TLD, ou seja, a intensidade da resposta não se modifica apenas com a variação da dose depositada no TLD, mas para uma mesma dose, existe variação da resposta TL, para exposições em diferentes qualidades do feixe (kV/alvo/filtro e camada semirredutora). O trabalho de Nunn et al (2008), mostra a diferença medida de resposta TL do TLD 100 para energias de 11,5 a 250 keV e do Cs¹³⁷ (662 keV) relativa ao do Co⁶⁰ (1250 keV), por diferentes métodos: cálculo analítico, procedimento experimental e por simulação de Monte Carlo. Em sua análise de dados é apontada que há uma diferença entre os resultados encontrados para os diferentes métodos, havendo convergência de resultados para os métodos de Monte Carlo e analítico para energias efetivas acima de 50 keV. Em sua conclusão é destacado que existe uma relação linear entre a resposta TL com a dose absorvida pelo dosímetro em cada energia, mas difere entre as energias para a mesma dose (Nunn, et al. 2008). Fisicamente, a seção de choque (probabilidade de interação) de fótons para os elétrons presentes no cristal do TLD, varia de acordo com a energia do fóton incidente. Essa diferença de seções de choque, modifica o número de elétrons promovidos aos estados excitados de energia e, consequentemente, na intensidade da resposta TL do TLD.

Nos trabalhos de Das et al (1996) e Davis et al (2003), são apresentadas conclusões sobre a resposta TL relativa à dose, no TLD, como função da energia. Devido às incertezas de suas medidas, Das et al (1996) não puderam concluir que houve diferença nas respostas medidas. Já no trabalho de Davis et al (2003) que apresenta incertezas bem menores em comparação aos de Das, é clara a diferença entre as respostas. (Das., Perera. e Williamson. 1996) (Davis., et al. 2003)

Em concordância com os trabalhos de Nunn et al (2008) e Davis et al (2003), descritos anteriormente, Chistensen et al (1981) mostram uma curva de resposta TL relativa variando com a energia para o TLD 100 e outros tipos de materiais TL, e é observada uma maior diferença da resposta TL do TLD para energias menores que 100 keV. (Chistensen., Botter-Jensen. e Majborn. 1981).

Com base nos trabalhos apresentados que utilizam TLD e os trabalhos que apontam para dependência energética da resposta TL, torna-se de grande importância uma investigação para que possíveis variações possam ser medidas e corrigidas, corroborando

para a qualidade dos trabalhos em que o TLD é utilizado para realizar a dosimetria do paciente, garantindo a segurança e a qualidade dos exames realizados nos serviços que utilizam o TLD.

1.1 OBJETIVOS

Determinar a dependência energética do TLD 100 através da relação entre energia (kV/alvo/filtro/CSR) e fatores de calibração (F_c) do TLD para a faixa de energia utilizada em mamografia.

Determinar a relação entre os fatores de calibração obtidos na faixa de energia utilizada em mamografia e o fator de calibração obtido para 28 kV/Mo/Mo.

Determinar a diferença, da relação entre os fatores de calibração obtidos na faixa de energia utilizada em mamografia com alvos de molibdênio e tungstênio e o fator de calibração obtido para 28 kV/Mo/Mo.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 MAMÓGRAFO

É o equipamento específico para o exame de mamografia. Hoje, as imagens mamográficas possuem qualidade significativamente mais elevadas e doses mais baixas do que a 49 anos atrás, quando o primeiro equipamento para mamografia surgiu no mercado (Chevalier, 2012). Naquele tempo, era utilizado o equipamento de radiologia convencional e por isso não era possível se obter imagens com qualidade para diagnóstico devido às características anatômicas e da composição da mama. Então, foram desenvolvidos equipamentos específicos que permitissem flexibilidade e conforto as pacientes, bem como melhor contraste entre os diferentes tecidos que compõem a mama (Valenciana 2001).

Atualmente, a mamografia digital é o que há de mais moderno no mercado e conta com duas tecnologias, a CR e a DR. A tecnologia CR (Radiologia Computadorizada) consiste em digitalizar uma imagem feita no sistema convencional de mamografia. Já na tecnologia DR (Radiologia Digital), chamada de mamografia digital direta, a imagem é digitalizada diretamente durante sua aquisição (Almeida 2014) (Chevalier 2012).

O mamógrafo é composto por um braço rotatório que possibilita a acomodação da paciente para diferentes angulações de exposição e tem como componentes o tubo de raios X, compressor da mama e bucky. O compressor de mama tem o objetivo de fixar uma espessura à mama e minimizar a sobreposição de tecidos. O Bucky é onde se apoia a mama e nele são comportados os detectores de imagem, a grande antidifusora e o CAE. A grande antidifusora contribui para a imagem filtrando os fótons que não incidem perpendicularmente no detector de imagem. O CAE cessa a exposição a partir de determinado valor de dose que é registrado pelo próprio CAE. O detector de imagem varia de acordo com a técnica utilizada. A técnica convencional utiliza filme radiográfico enquanto a técnica CR utiliza filme para ser digitalizado e a técnica DR utiliza detector que digitaliza a imagem por corrente elétrica. Para a utilização do equipamento, há um painel de controle separado do tubo de raios X por uma barreira de proteção de material atenuante para fótons (Figura 1).

Os alvos mais utilizados na mamografia são de molibdênio (Mo), ródio (Rh) e tungstênio (W). Enquanto os filtros mais usados são Mo, Rh e Ag, também são encontrados equipamentos com filtro de alumínio (Al), dependendo da tecnologia e do fabricante do mamógrafo. Desta forma, espessuras dos filtros podem variar entre os fabricantes de acordo com o material do alvo. As espessuras de filtro em cada combinação alvo/filtro encontradas nos mamógrafos são: Mo/Mo - 0,03 mmMo, Mo/Rh - 0,025 mmRh, W/Rh - 0,05 mmRh, W/Ag - 0,05 mmAg, W/Mo - 0,06 mmMo (Chevalier 2012) (Nosratieh, et al. 2015).

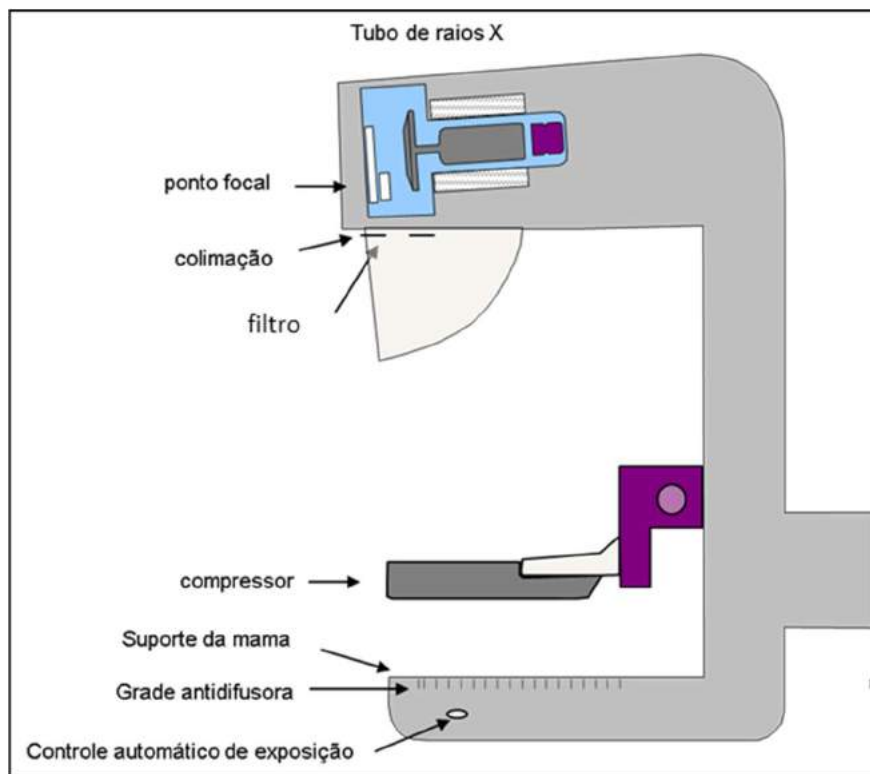


Figura 1 - O mamógrafo e seus componentes.

2.2 TUBO DE RAIOS X

O tubo de raios X é formado basicamente por um catodo e um anodo, embalados a vácuo em um bulbo de vidro ou aço, sobre a aplicação de uma diferença de potencial (kV) (Figura 2). Essa diferença de potencial faz com que elétrons se acumulem no catodo e, quando é ultrapassada a energia de corte, os elétrons são arrancados e viajam até o anodo com uma energia máxima correspondente ao potencial aplicado. A energia de corte é a energia necessária para que um elétron seja apenas arrancado do catodo (Podgorsak 2010).

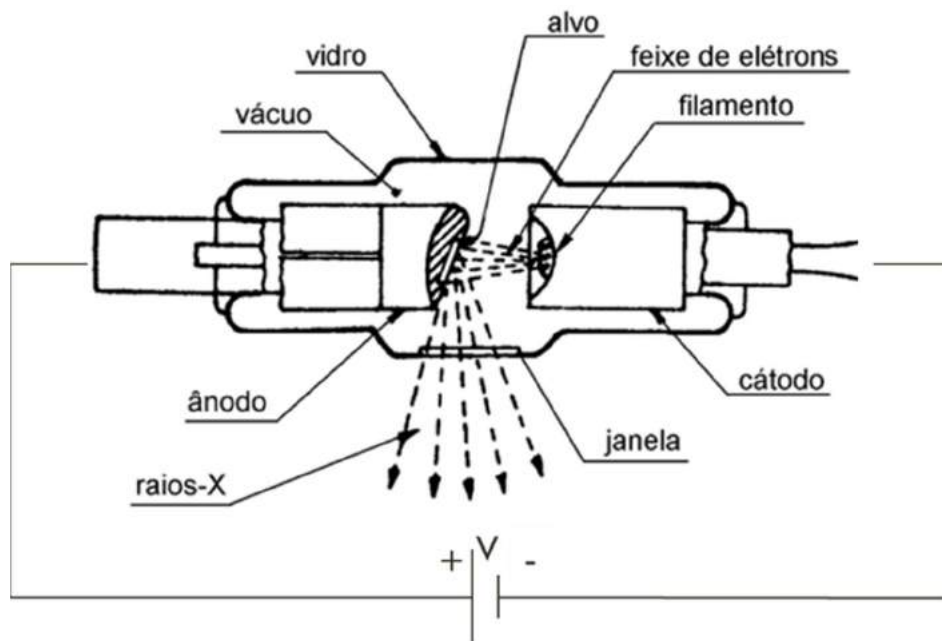


Figura 2 - Esquema do tubo de raios-X. Imagem editada a partir da FONTE: (Nuclear s.d.)

2.3 INTERAÇÕES DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

A interação da radiação com a matéria gera diferentes efeitos dependendo da radiação incidente, da energia com que ocorre a interação e das características físicas do material alvo.

No tubo de raios X, quando elétrons são acelerados e interagem com o alvo, geram raios X característicos do elemento alvo e raios X provenientes do freamento (breemstrahlung) destes elétrons incidentes.

O raio X característico é o efeito onde um fóton é emitido devido a mudança de um elétron de uma camada eletrônica para outra camada mais interna, de um determinado elemento. Este processo é possível quando há a criação de uma vacância em camadas eletrônicas mais internas (Figura 3). No tubo de raios X, a criação da vacância pode decorrer da interação do elétron incidente com o átomo do alvo, ejetando um segundo elétron que antes estava ligado a uma camada de energia, ou do fóton incidente no filtro. Estes fótons são chamados característicos por terem energia equivalente à diferença de energia entre as camadas eletrônicas de origem do elétron e da camada onde existe a vacância, que são característicos do material (Attix 1986).

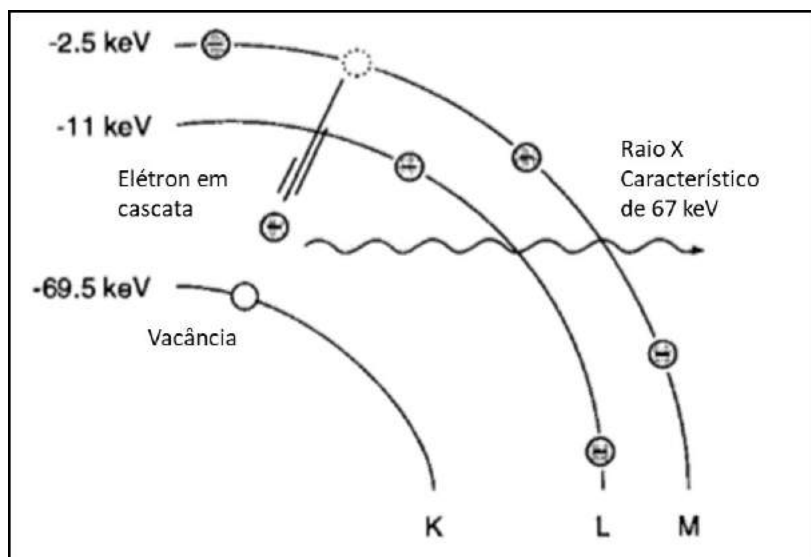


Figura 3 - Emissão de Raio-X Característico devido ao decaimento de um elétron para camada mais interna. Imagem editada a partir da FONTE: (Bushberg, et al. 2002).

O breemstralung ou radiação de freamento é a emissão de um fóton por um elétron que interage com o núcleo ou com a eletrosfera de um átomo, muda a direção de propagação e perde energia. A energia perdida pelo elétron é emitida como um fóton (Figura 4) (Attix 1986).

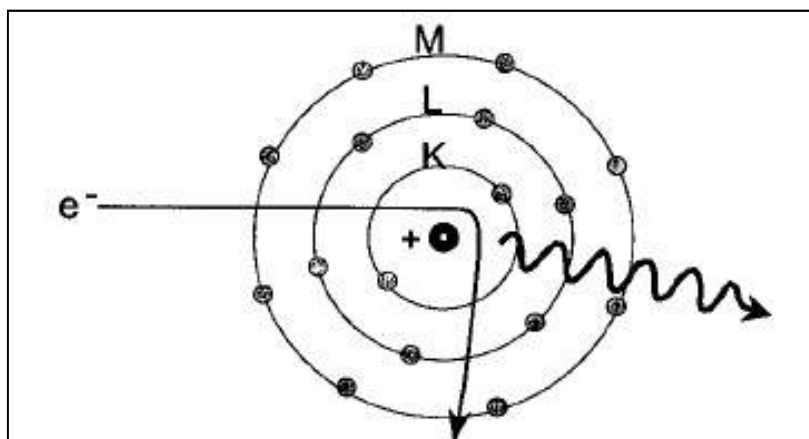


Figura 4 - Emissão de um fóton devido à interação do elétron, sendo freado pelo núcleo de um átomo. (Bushberg, et al. 2002)

Estes raios X gerados pela interação dos elétrons com o alvo, vão interagir posteriormente com o filtro, colimadores e o ar. A interação de fótons com a matéria é predominante em 4 efeitos: efeito fotoelétrico, efeito Compton, produção de pares e efeito Rayleigh.

A figura 5 mostra a região de domínio dos efeitos fotoelétrico, Compton e produção de pares para o número atômico (Z) do material absorvedor em função da energia do fóton incidente. Na faixa de energia deste estudo (14,8 keV a 19,0 keV), os efeitos dominantes são o fotoelétrico, Compton e o Rayleigh, considerando o número atômico efetivo (Z_{ef}) aproximadamente 8,3 para o TLD LiF (Mg:Ti) e 7,5 para a água (Manohara., Hanagodimath. e Gerward. 2010) (Taylor. 2011). O efeito Rayleigh, apesar de não aparecer na imagem, é relevante para a faixa de energia estudada, com alta probabilidade de ocorrência (Attix 1986).

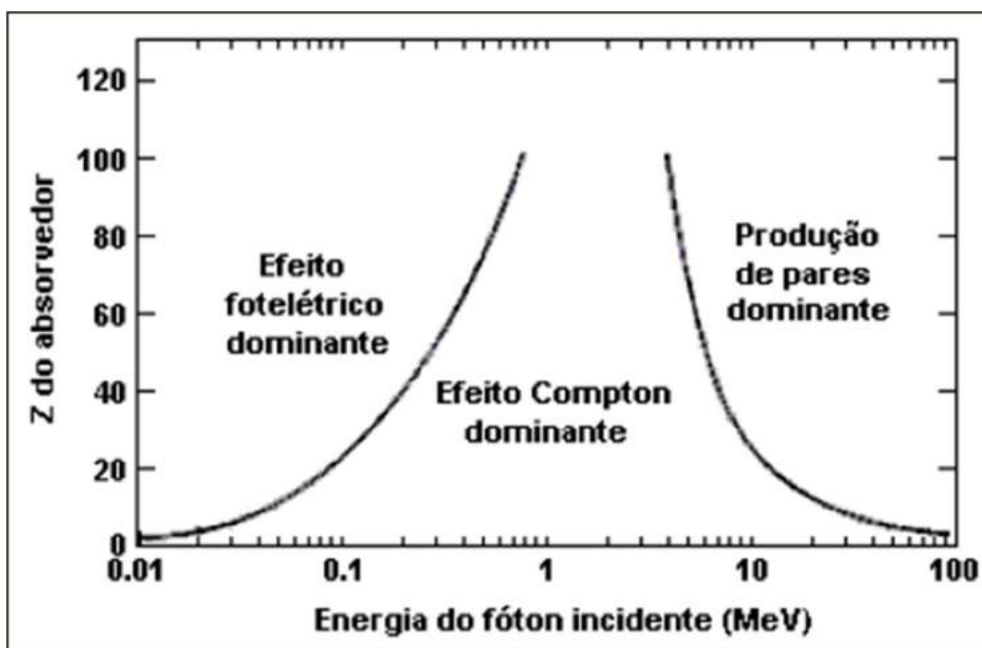


Figura 5 – Regiões de domínio dos efeitos de interação dos fótons com a matéria de acordo com o número atômico do material absorvedor e a energia do fóton incidente. FONTE: (Attix 1986).

O efeito fotoelétrico é a transferência de toda a energia de um fóton incidente a um átomo, fazendo com que este átomo passe para um estado excitado e libere a energia em excesso por meio da ejeção de um elétron (fotoelétron). O fotoelétron é ejetado do átomo com energia igual à cedida pelo fóton, subtraída da energia necessária para se libertar do átomo (Figura 6). A energia necessária para se libertar do átomo é chamada de função trabalho (Podgorsak 2010).

O efeito Compton é a transferência parcial de energia de um fóton incidente para um elétron, mais comumente para elétrons da camada de valência que tem a energia de

ligação mais baixa, provocando a ejeção do elétron do átomo e o desvio do fóton (Figura 7) (Attix 1986).

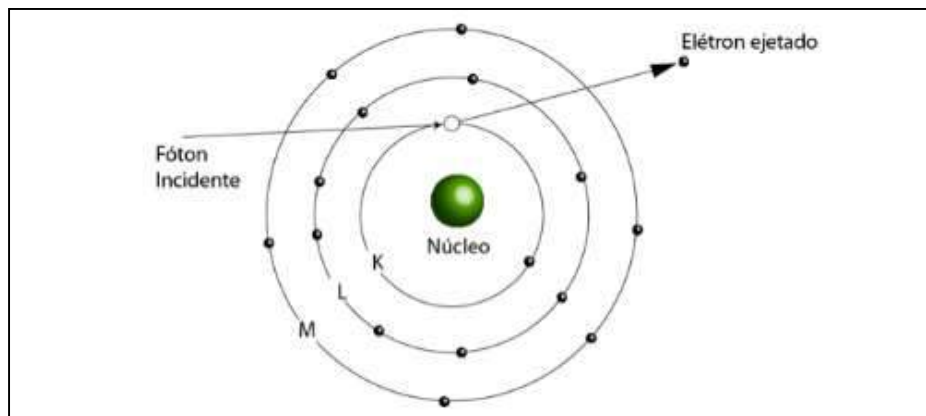


Figura 6 - Efeito Fotoelétrico (Estudo Radiográfico 2018).

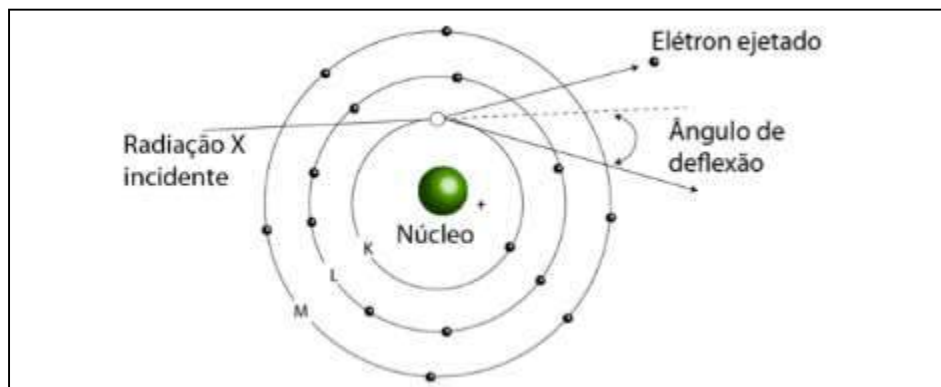


Figura 7 - Efeito Compton (Estudo Radiográfico 2018).

O efeito Rayleigh ou espalhamento coerente é a interação onde não há transmissão de energia do fóton incidente para o átomo alvo, contribuindo para a atenuação do feixe pelo desvio provocado na trajetória do fóton.

Quando um fóton incide em determinado material, existe uma probabilidade de ocorrência para cada efeito, essa probabilidade é descrita pela seção de choque de cada possível efeito da interação. As seções de choque são determinadas através da Mecânica Quântica, e para um sistema complexo, a partir da teoria de perturbação. Para este estudo, as seções de choque relevantes são para o efeito fotoelétrico, Compton e Rayleigh devido à faixa de energia utilizada. A soma das seções de choque compõe o que chamamos de coeficiente de atenuação linear (μ). O coeficiente de atenuação linear mássico (μ/ρ) é geralmente utilizado para expressar essa grandeza retirando a dependência da densidade do material (1) (Attix 1986):

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\sigma_R}{\rho} \left[\text{cm}^2/\text{g} \right] (1):$$

Onde ‘ μ ’ é coeficiente de atenuação total, ‘ τ ’ é seção de choque do efeito fotoelétrico, ‘ σ ’ seção de choque do efeito Compton, ‘ σ_R ’ seção de choque do efeito Rayleigh e ‘ ρ ’ a densidade do material atenuador.

2.4 COMBINAÇÕES ALVO/FILTRO

No tubo de raios X, há um material alvo para que os elétrons incidentes possam interagir e produzir os fótons de raios X, seja por produção de raios X de freamento ou por produção de raios X característicos.

Os fótons de raios X são colimados na saída do tubo, onde é posicionado o filtro, que tem o papel de eliminar fótons de baixa energia (Figura 8). Os fótons incidentes no filtro sofrem os efeitos de espalhamento Compton, Rayleigh e efeito fotoelétrico, resultando na absorção dos fótons de menor energia originados da radiação de freamento e raios X característicos provenientes dos elementos que compõem o alvo. A combinação desses fenômenos compõe o que chamamos de espectro dos raios X. (Attix 1986) (Bushberg, et al. 2002)

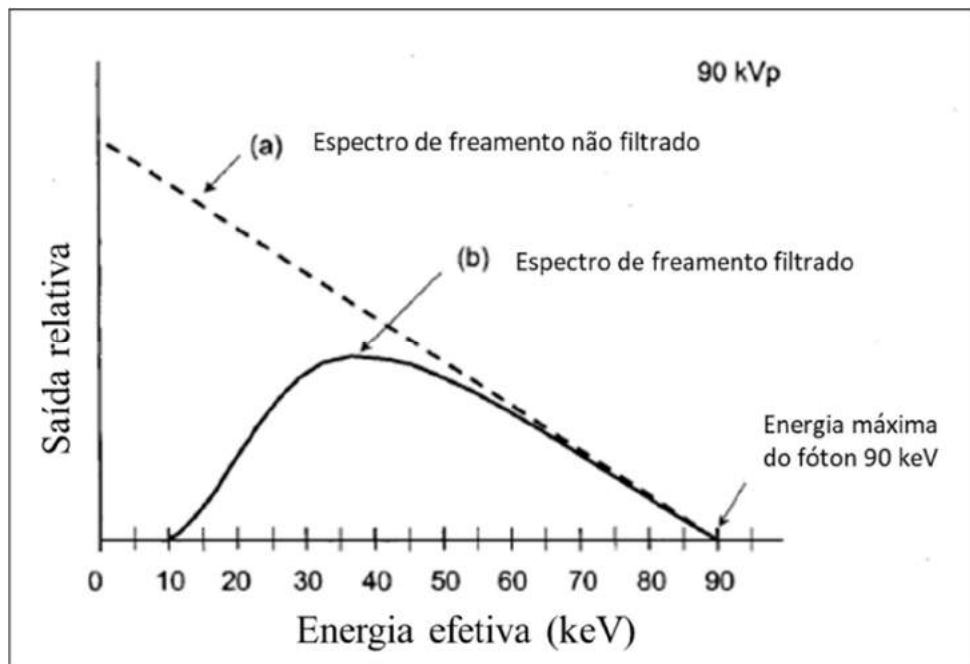


Figura 8 - Comparação entre um espectro de radiação de freamento sem filtração e um espectro com filtração para uma tensão de 90 kVp. Imagem editada a partir da FONTE: (Bushberg, et al. 2002).

A combinação alvo/filtro modifica a forma do espectro, pois os elétrons interagem de forma diferente com cada material, e os fótons gerados, por sua vez, interagem de forma diferente com cada material do filtro. Como resultado dessas possíveis variações, a combinação alvo/filtro influencia na camada semirredutora, na energia média do feixe e consequentemente na DGM em mamografia (Bushberg, et al. 2002).

Outro fenômeno importante que modifica o espectro é a borda de absorção. No gráfico da figura 9 é mostrado o coeficiente de atenuação mássico de diferentes materiais em função da energia de fótons incidentes. Nos exemplos do gráfico, bário e iodo, podemos ver uma elevação nos valores do coeficiente de atenuação aproximadamente em 40 keV, e depois, os valores retornam a cair exponencialmente. Esse pico e acontece quando a energia do fóton incidente chega muito perto ou igual a energia de ligação da camada K do elemento que compõe o filtro, o que aumenta a probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico e, consequentemente, aumenta o coeficiente de atenuação mássico provocando o fenômeno denominado de borda de absorção (Bushberg, et al. 2002).

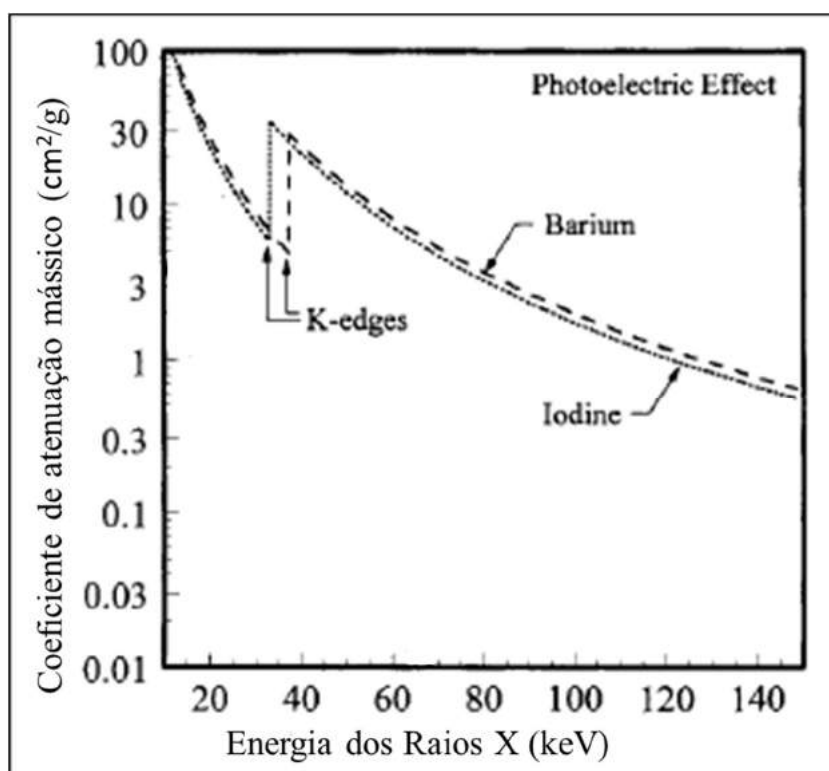


Figura 9 - Coeficientes de atenuação mássico em função da energia dos raios X incidentes.
FONTE: (Bushberg, et al. 2002).

Na figura 10, pode ser observado o espectro do número de fótons por energia, para as combinações alvo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh e um potencial aplicado de 30 kV. São observados no espectro os fenômenos da radiação de freamento, os picos de raios X característicos e o fenômeno das bordas de absorção.

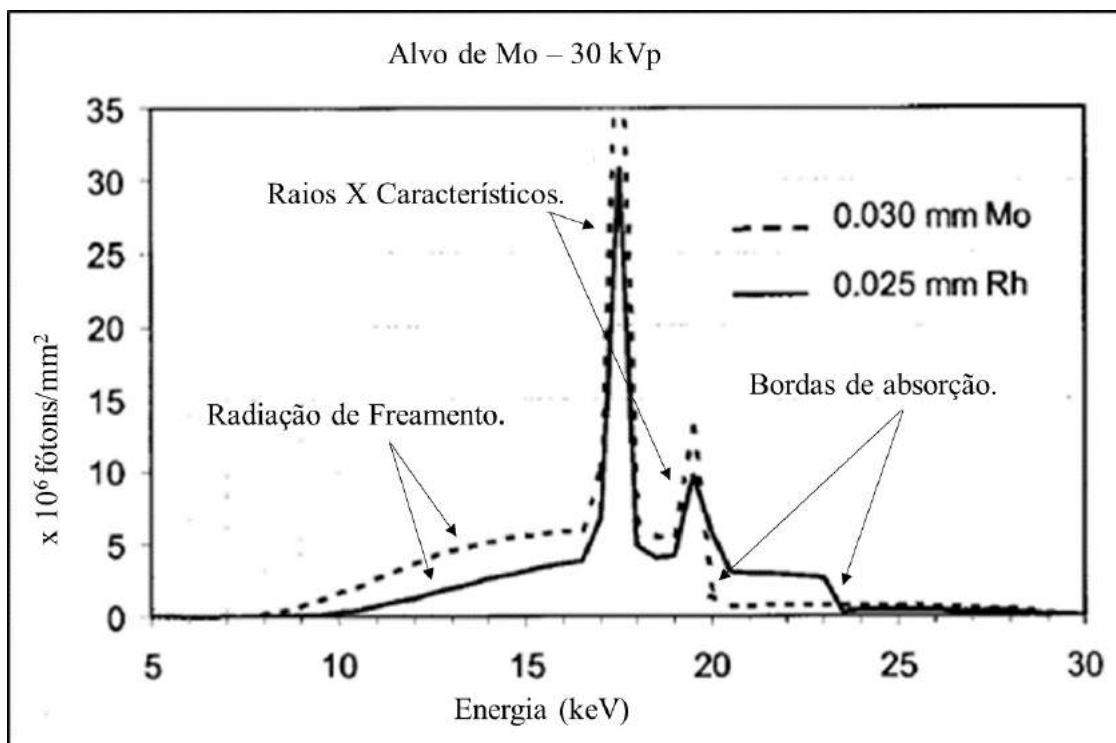


Figura 10 - Espectro comparando o filtro de Molibdênio com o filtro de Ródio. Linha pontilhada: Combinação Mo/Mo. Linha contínua: Combinação Mo/Rh. Imagem editada a partir da FONTE: (Bushberg, et al. 2002).

2.5 MAMA

O tamanho e composição da mama variam muito entre as mulheres ao longo de suas vidas, por diversos fatores. A mama é composta principalmente de tecido adiposo na infância, enquanto o tecido glandular se desenvolve da puberdade até a idade adulta e gradualmente é substituído por tecido adiposo a partir da menopausa. No entanto, a idade não é o único fator determinante. Fatores como a espessura e tratamentos hormonais influenciam consideravelmente na composição do tecido mamário (Chevalier, 2012). De todos os tecidos que formam a mama, o tecido glandular é o que tem maior risco de desenvolver carcinoma radio induzido. O tecido glandular possui maior coeficiente de atenuação para energia de raios X produzidos na mamografia comparado ao tecido adiposo, e a proporção entre os dois tecidos pode dificultar a detecção do risco individual de câncer de mama ou o próprio câncer já desenvolvido, por que uma mama que tem um percentual de tecido glandular

elevado pode camuflar estruturas de carcinomas caso a qualidade da imagem não seja suficiente para a diferenciação entre as estruturas (Chevalier, 2012).

As diferenças de composição e densidade entre tecido adiposo e glandular da mama são suficientes para que ocorram diferenças de absorção e dispersão de fótons de raios X, quando sua energia é adequada. Não ocorre o mesmo quando se compara o tecido glandular com as massas tumorais. A figura 11 mostra como os coeficientes de atenuação linear dos tecidos adiposo, glandular e carcinoma ductal infiltrado diminuem rapidamente com o aumento da energia, e permite comparação entre os diferentes tecidos (Chevalier, 2012).

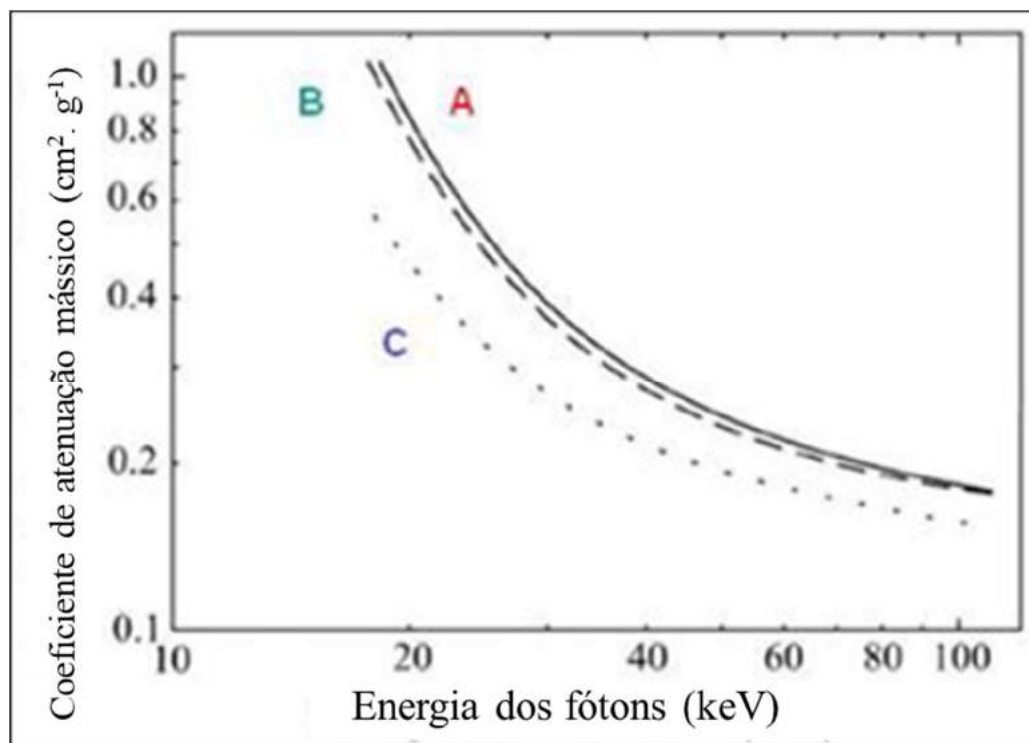


Figura 11 - Coeficientes de atenuação linear em função da energia dos fótons incidentes de: (A) carcinoma ductal infiltrante, (B) tecido glandular e (C) tecido adiposo. Editado da FONTE: (Chevalier 2012) (Johns e Yaffe 1987).

As maiores diferenças entre os coeficientes de atenuação são obtidas com fótons que possuem energia na faixa utilizada em mamografia. Embora as diferenças de coeficientes de atenuação não sejam unicamente suficientes para a distinção entre o tecido glandular e o carcinoma ductal, a utilização da tecnologia digital permite que estas estruturas se tornem visualmente diferenciáveis com o processamento da imagem. Para ener-

gias acima de 35 keV os coeficientes de atenuação mássico dos tecidos canceroso e glandular começam a convergir para valores mais próximos um do outro, corroborando com a ineficiência do processamento da imagem para energias acima dos 35 keV (Etta D. Pisano, et al. 2000) (Johns e Yaffe 1987).

A mamografia é uma das técnicas radiológicas mais exigentes. A necessidade de tornar visível na imagem detalhes tão sutis dentro da estrutura complexa da mama torna necessário melhorar o contraste e resolução e, ao mesmo tempo, minimizar o ruído. Por outro lado, deve ser obtido com uma dose tão baixa quanto possível (Princípio ALARA). Em relação aos valores dosimétricos, ao longo dos últimos anos têm sido propostas várias especificações de dose: dose na superfície (com e sem espalhamento), dose na metade da espessura da mama, dose média no tecido da mama e dose média no tecido glandular (Chevalier, 2012). O último representa a dose glandular média (DGM) no tecido, que por sua vez, é a estrutura de maior risco de câncer induzido pela radiação e, por isso, a DGM tem sido recomendada pelos protocolos da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) e adotada amplamente nos protocolos de mamografia para estimar o risco de carcinogênese induzida por radiação (Chevalier 2012) (ICRP 1987).

2.6 GRANDEZAS EM MAMOGRAFIA

O Kerma no ar (K_{ar}), é definido como energia transferida (E_{tr}) a um pequeno volume de ar dividida pela massa (dm) desse mesmo volume (2):

$$K_{ar} = \frac{dE_{tr}}{dm} \text{ [mGy]} \quad (2)$$

Sendo E_{tr} é a energia média transferida pelo fóton na primeira interação com o material (Attix 1986).

A dose glandular média (DGM) é a grandeza mais utilizada para avaliar risco de carcinogênese radioinduzida, já que o tecido glandular é o mais radiosensível dos tecidos que compõem a mama (Chevalier, 2012). Ela pode ser obtida a partir da determinação do K_{ar} pela equação (3):

$$DGM = K_{ar} * g * c * s \quad (3), \text{ onde:}$$

K_{ar} é o Kerma no ar, g é o coeficiente de conversão de K_{ar} para DGM em uma mama com 50% de glandularidade, c o coeficiente que corrige a DGM para composições de mama diferentes de 50% e s o fator que corrige a DGM em função do uso de um espectro gerado com combinações anodo-filtro diferentes de Mo/Mo, visto que os primeiros fatores de conversão foram feitos para esta qualidade do feixe. Com a utilização de outras combinações alvo/filtro houve a necessidade de aplicar a correção (Dance., et al. 2000).

2.7 CAMADA SEMIRREDUTORA E ENERGIA EFETIVA

A camada semirredutora é a espessura, de um dado material, necessária para reduzir a intensidade de um feixe de fótons incidente pela metade do valor inicial (Bushberg, et al. 2002).

A energia efetiva é a energia para a qual o feixe polienergético se comporta como um feixe monoenergético do ponto de vista dos efeitos de atenuação da radiação. De modo que com um feixe polienergético e uma CSR hipotética, é possível determinar para qual energia de feixe monoenergético haveria a mesma CSR (Bushberg, et al. 2002).

2.8 DOSÍMETRO TERMOLUMINESCENTE (TLD 100)

Por causa do seu pequeno tamanho, alta sensibilidade e a praticidade de uso, dosímetros termoluminescentes (TLD) são constantemente utilizados para dosimetria de radiação em pacientes, profissionais ocupacionalmente expostos e controle de qualidade de equipamentos radiológicos. Existem diferentes tipos de composições de cristais TL. Cada composição de cristal possui características diferentes de sensibilidade, resposta TL e dependência energética. O TLD mais comumente utilizado é o TLD 100, composto por uma rede cristalina de Lítio e Flúor dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti) (Sardo., Almeida. e Coutinho. 2013) (Batista e Yoshimura. 2011) (Davis., et al. 2003) (Araújo, et al. 2017).

O fenômeno da termoluminescência no TLD consiste em duas etapas: A primeira etapa é o armazenamento de energia no cristal, através da promoção de um elétron, que adquire energia e passa para um estado meta-estável, e a segunda etapa é liberação dessa energia (recombinação) (Figura 12) (Oberhofer., Scharmann. e Hilger 1979).



Figura 12 – Representação esquemática da termoluminescência (Maurício 2001).

O armazenamento da energia ocorre pela interação da radiação com o TLD, e depende do tipo e da energia da radiação incidente. Os efeitos de interação para fótons de interesse são Efeito Fotoelétrico e Efeito Compton, considerando a energia e o número atômico efetivo do TLD 100 (Attix 1986).

Quando o TLD é exposto a um feixe de fótons, os elétrons que estão ligados a rede cristalina do material absorvem a energia dos fótons incidentes devido aos efeitos fotoelétrico e Compton. Com a absorção dessa energia, os elétrons saem da banda de valência, que é o nível de energia ao qual eles estão ligados aos átomos da rede cristalina, e alcançam a banda de condução, que é o nível de energia onde os elétrons estão livres sobre a superfície do cristal.

Após a exposição ao campo de radiação, o caminho natural do elétron excitado é emitir a energia excedente e reacomodar-se na banda de valência da rede cristalina. Devido às impurezas presentes no cristal do TLD, no caso do TLD 100 são impurezas de Magnésio e Titânio, são criados níveis de energias metaestáveis no material, onde os elétrons ficam armadilhados. O estado metaestável é um nível de energia intermediário entre os níveis de energia das bandas de valência e condução. (Oberhofer., Scharmann. e Hilger 1979)

A recombinação ocorre quando o cristal é exposto ao calor. O aumento de temperatura aumenta a probabilidade de elétrons aprisionados se libertarem do estado metaestável, subirem novamente ao nível de energia da banda de condução e então decaírem ao estado fundamental, emitindo luz. A probabilidade de um elétron escapar de uma armadilha é dada pela equação (4) (Oberhofer., Scharmann. e Hilger 1979):

$$\alpha = \alpha_0 e^{-E/k_b T} \quad (4), \text{ onde:}$$

α_0 é um fator que depende da densidade de estados dos elétrons na banda de condução, da velocidade e da seção de choque de captura dos elétrons pelas armadilhas. 'E' é a energia de ativação para um elétron escapar da armadilha, k_b é a constante de boltzman e T é a temperatura absoluta. A energia E é que delimita a fronteira da armadilha (Oberhofer., Scharmann. e Hilger 1979).

Para que o TLD seja funcional como dosímetro, é desejável que a sua intensidade de resposta TL cresça proporcionalmente com o aumento de dose a que é exposto. Mas como destacado no estudo de Nunn et al (2008) existe uma dependência energética da resposta luminosa do TLD, principalmente para baixas energias.

No trabalho de Nunn et al (2008), foram comparados resultados com 3 métodos diferentes, resultados experimentais, cálculos analíticos e simulação de Monte Carlo. Foi apresentada a intensidade da resposta TL, do TLD 100, relativa ao do Co^{60} (1250 keV), como pode ser visto na Figura 13. É concluído que a resposta TL do TLD 100 não é diretamente proporcional à dose depositada para a faixa de energias investigadas. Seus dados indicaram que a resposta TL é de 8 a 13% maior do que a resposta calculada por Monte Carlo na faixa de energia de 12 keV a 145 keV. A diferença de resposta luminosa obtidas experimentalmente e por simulação de Monte Carlo acontece porque a simulação utilizada no experimento não levou em consideração fenômenos da termoluminescência da física dos sólidos (Nunn, et al. 2008).

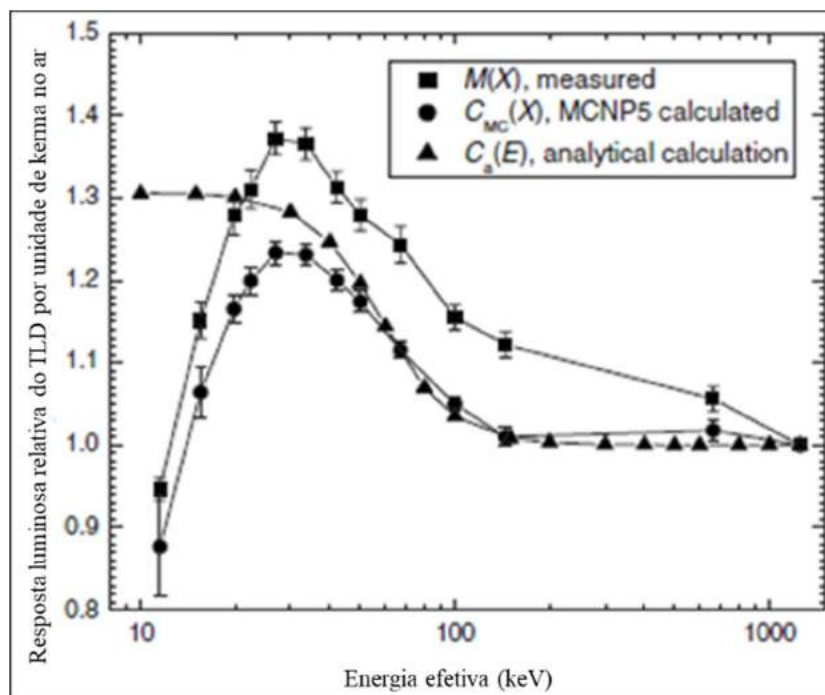


Figura 13 - Resposta TL por unidade de Kerma no ar normalizadas em função da energia efetiva (keV). Editado da FONTE: (Nunn, et al. 2008).

Nos trabalhos de Das et al (1996) e Davis et al (2003), também apresentados por Nunn et al (2008), são apresentados resultados sobre a resposta TL relativa à dose no TLD variando com a energia (Figura 14).

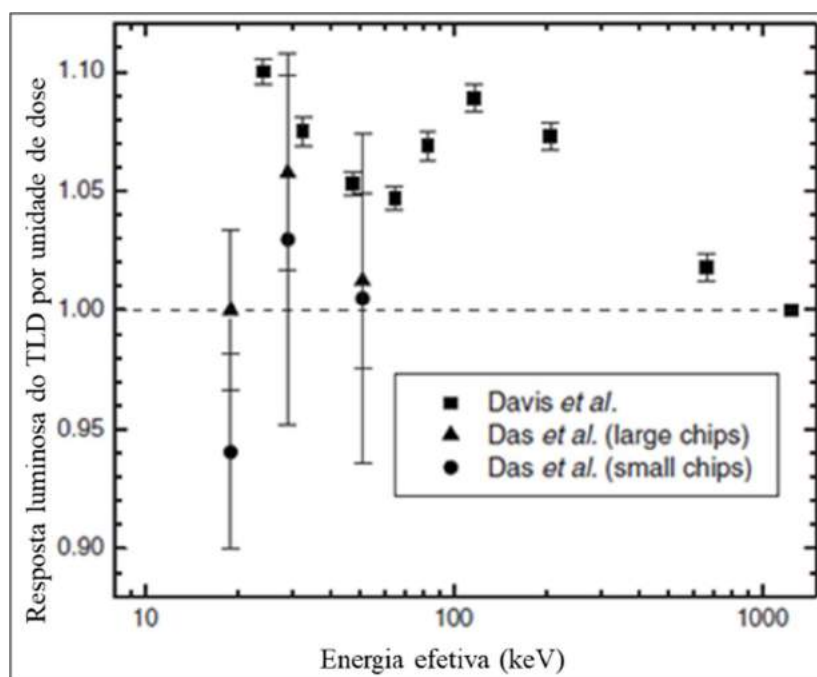


Figura 14 – Resposta TL por unidade de dose em função da energia efetiva do feixe, para o TLD LiF:Mg,Ti (TLD 100). FONTE: (Nunn, et al. 2008).

Na figura 14 são observados os resultados de Davis et al e Das et al. Davis estuda uma faixa de energia que vai de 28 keV até 662 keV e com uma incerteza reduzida, pode ser observada uma flutuação na resposta TL com a mudança da energia. Das compara cristais de TLD pequenos (1 mm^3) com cristais grandes (9 mm^3) e observa que entre os diferentes tamanhos de cristais não há uma diferença significativa de resposta TL, ao mesmo tempo é possível observar uma incerteza maior do que as de Davis e uma faixa de energia estudada de 10,5 keV até 16 keV, não observando uma diferença de resposta TL entre os três pontos obtidos para o mesmo tamanho de cristal. As diferenças entre os dados encontrados por Das e Davis são oriundas da diferença de geometria experimental, sensibilidade dos TLD utilizados e da fabricação de cada TLD.

Na Figura 15, mostrada por Maurício (2001) e publicada por Chistensen et al (1981), pode ser observada a curva de resposta relativa TL variando com a energia para o LiF Mg:Ti (TLD-100), CaF₂: Mn (TLD-400), CaSO₄:Dy (TLD-900) e BeO. Observa-se que na faixa de energia entre 0,5 e 9,0 MeV as respostas TL relativa são similares, entretanto para a faixa menor que 0,5 MeV, as respostas são diferentes em função da dependência energética de cada material.

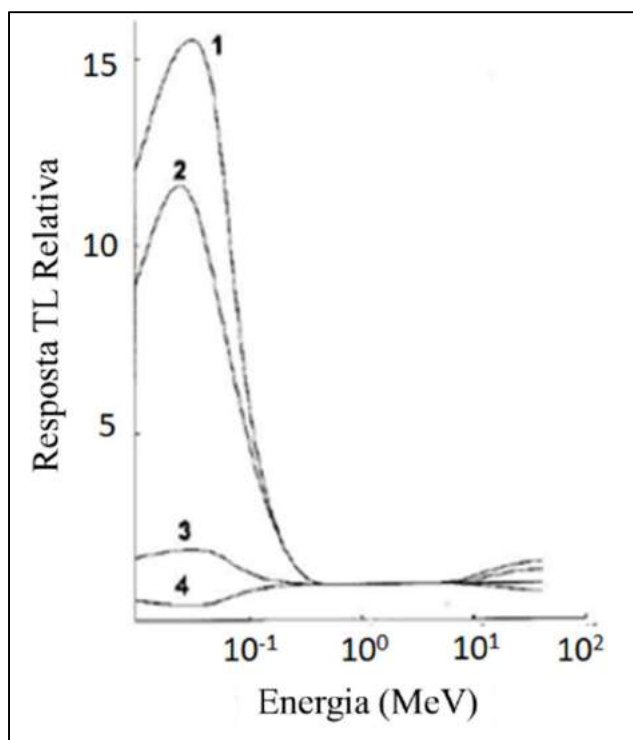


Figura 15 - Resposta TL em função da energia dos fótons para kerma no ar: 1- CaF₂: Mn (TLD-400); 2- CaSO₄:Dy (TLD-900); 3- LiF:Mg,Ti (TLD-100) ; 4- BeO. Editado da FONTE: (Chistensen., Botter-Jensen. e Majborn. 1981)

Características da resposta luminosa do TLD 100 são citadas por outros autores de livros como Attix, 1986 e Oberhofer 1979, porém estes autores não apresentam teoria desenvolvida que explique o motivo da resposta TL do TLD possuir dependência energética para energias inferiores a 0,15 MeV. (Attix 1986) (Oberhofer., Scharmann. e Hilger 1979).

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 MATERIAIS

Foram utilizados no estudo 200 TLD 100 da marca Harshaw. Para o tratamento térmico, foi utilizado forno da marca PTW modelo TLDO. A luminescência dos TLD foi avaliada na Leitora de TLD Harshaw, modelo 5500 do Laboratório de Radiodiagnóstico na Divisão de Física Médica do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (DIFME/IRD).

Para determinação dos fatores de sensibilidade, os TLD foram posicionados em um suporte de acrílico e irradiados utilizando um irradiador de Césio (^{137}Cs), instalado no Laboratório de Irradiação (LABIR) da Divisão de Dosimetria (DIDOS/IRD).

Para calibração, os TLDs foram irradiados em três locais, utilizando equipamentos de raios X de diferentes fabricantes. A Tabela 1 mostra marca e modelos destes equipamentos e seus respectivos laboratórios. Os locais A e B utilizam mamógrafos clínicos, portanto são susceptíveis a gerar maior incerteza na irradiação. Já o local C, é certificado como um laboratório de dosimetria padrão secundário, integrante da rede metrológica internacional (LCR- Laboratório de Ciências Radiológicas. 2019).

O kerma no ar, tanto para a determinação da camada semirredutora (CSR) quanto para a calibração dos TLD, foi obtido utilizando detector Radcal 9015 e câmara de ionização de 6 cm³. Seis folhas de alumínio de 0,1 mm de espessura foram utilizadas para a determinação da CSR. Para a calibração dos TLD, foi utilizado o simulador de mama (*Phantom mama*), com registro da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), que é constituído de polimetilmetacrilato (PMMA), objetos simuladores de microcalcificações e massas tumorais.

Tabela 1 – Modelo e fabricante dos equipamentos utilizados para irradiação dos TLDs e seus respectivos laboratórios.

Local	Laboratório	Equipamento
		Fabricante / modelo
A	IRD	Mamógrafo Siemens / Mammomat 1000
B	INCA III	Mamógrafo Hologic / Selenia Dimensions
C	LCR/UERJ	Raios x industrial COMET / modelo 160/22

3.2 TRATAMENTOS TÉRMICOS DOS TLDs

Neste estudo foi seguido o procedimento recomendado pelo fabricante dos TLD para o tratamento térmico pré-irradiação (recozimento) e pré-leitura (ou pós-irradiação). (Harshaw 2019). O tratamento térmico pré-irradiação, que dura um total de 4 horas, é feito por 1 hora a uma temperatura de 400°C e por 2 horas a uma temperatura de 100°C, e seu objetivo é reestabelecer o equilíbrio termodinâmico na rede cristalina do material. Esse tratamento evita que a leitura de determinada exposição seja afetada pela exposição anterior. O tratamento térmico pré-leitura foi feito por 15 minutos a uma temperatura de 100°C e tem o objetivo de esvaziar as armadilhas pouco estáveis à temperatura ambiente (armadilhas rasas), que podem afetar a repetitividade do dosímetro. Esse tratamento aumenta a estabilidade do sinal termoluminescente e é feito em tempo suficientemente curto para não afetar o pico dosimétrico do material (Piesch, Burgkhardt e Hofmann 1976).

3.3 DETERMINAÇÃO DOS FATORES DE SENSIBILIDADE INDIVIDUAIS

Para a determinação dos fatores de sensibilidade individual de cada TLD, foram feitas exposições a uma fonte de Césio 137 (^{137}Cs). Os TLD foram posicionados em uma placa de acrílico e centralizados com o campo de radiação a uma distância de 50 cm da fonte (Figura 16). Há uma diferença de energia para a faixa utilizada em mamografia, (14 keV à 20 keV) e a energia emitida pelo ^{137}Cs que é de 662 keV. Apesar dessa diferença, foi realizado o procedimento para determinação do fator de sensibilidade por se tratar de uma fonte monoenergética e possuir uma atividade razoável para a irradiação.

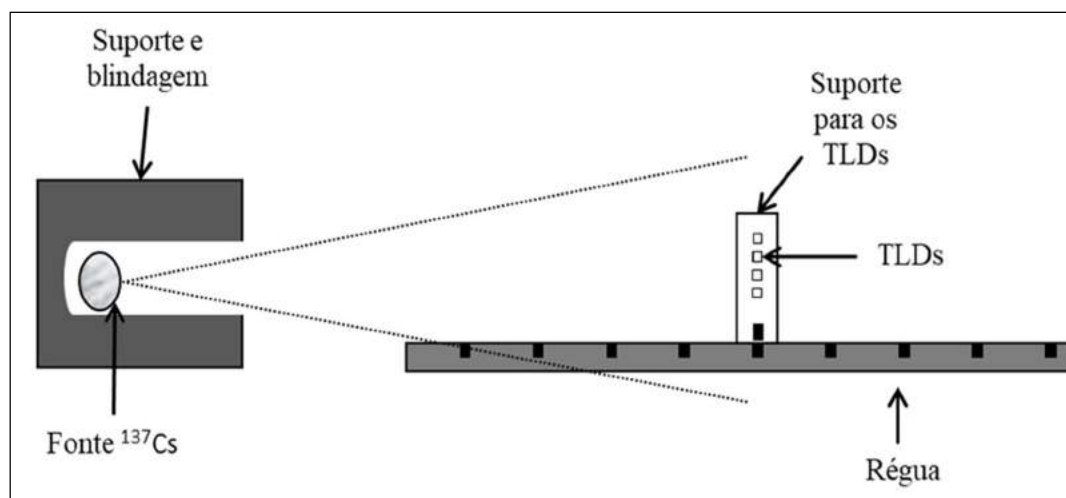


Figura 16 - Irradiação dos TLDs utilizando a fonte de Césio 137.

Foi usado o tempo de exposição necessário para fornecer uma dose de 10 mGy aos TLD. Foram realizadas 5 exposições e calculado a média da leitura dos TLD, o fator de sensibilidade individual e sua incerteza.

A fonte de ^{137}Cs decai por emissão β^- ao $^{137\text{m}}\text{Ba}$ ou ao ^{137}Ba . O $^{137\text{m}}\text{Ba}$, por sua vez decai ao ^{137}Ba por emissão gama de energia 663 keV. Foi utilizada uma fonte de ^{137}Cs por ser monoenergética e tornar possível a avaliação da sensibilidade para uma única energia.

A aplicação do fator de sensibilidade individual normaliza as leituras durante a calibração, corrigindo as variações de resposta dos TLD oriundas da diferença de sensibilidade entre eles para uma mesma exposição.

O fator de sensibilidade individual foi determinado da seguinte forma: calculou-se a média das leituras de cada TLD e a média geral do lote de 200 TLD. A média geral consiste na média das médias das leituras de cada TLD. A leitura da radiação de fundo (BG) foi determinada com a média de 6 TLD que não foram expostos. O fator de sensibilidade individual é obtido dividindo a média geral do lote pela média de cada TLD (Pernicka e Mclean 2007) (5).

$$F_s = \frac{M_g}{(M_i - BG)} \quad (5), \text{ onde:}$$

M_i é a média individual das 5 leituras de cada TLD, M_g é a média geral, BG é a leitura de Background.

3.4 DETERMINAÇÃO DAS CAMADAS SEMIRREDUTORAS

Foi determinada a CSR para todas as 19 combinações kV/alvo/filtro utilizadas nas calibrações dos TLD. Todas as medidas obtidas são expostas nos resultados, na Tabela 2.

Esse procedimento foi realizado da seguinte forma: para cada combinação kV/alvo/filtro, foram feitas 5 exposições. Inicialmente foram realizadas medições do feixe sem atenuação. Em seguida, as medições foram feitas posicionando sobre a bandeja de compressão do mamógrafo, filtros de alumínio a partir de 0,1 mm de espessura e nas espessuras de 0,2; 0,3; 0,4; 0,5 e 0,6 mmAl. A Figura 17, mostra em detalhe a câmara de

ionização no arranjo experimental usado para a medição da camada semirredutora, no mamógrafo e no equipamento do laboratório de dosimetria padrão secundário.

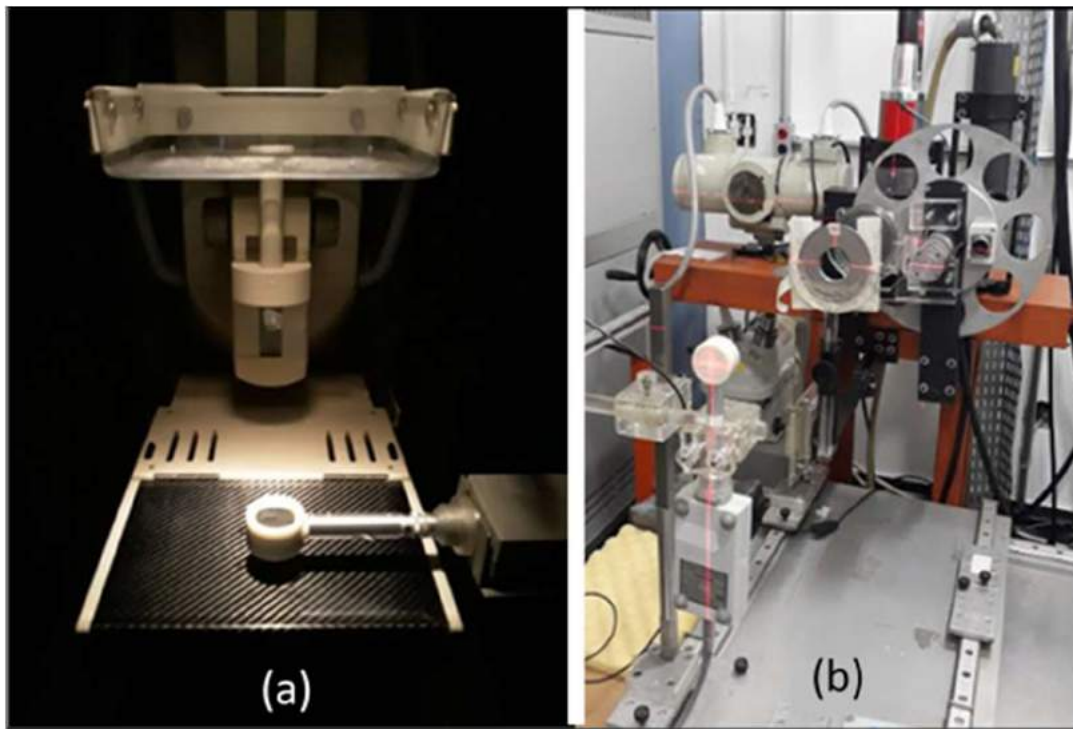


Figura 17 – Arranjo experimental da câmara de ionização para as medidas de Kerma no ar e determinação da CSR no: (a) mamógrafo (IRD) e (b) equipamento do laboratório de dosimetria padrão secundário (LCR/UERJ).

Com os dados obtidos, foi realizado ajuste linear do gráfico monolog de Kerma no ar (mGy) em função da espessura de alumínio (mm).

A equação desse ajuste linear é $y = m * x + b$, onde os coeficientes angular e linear da reta são “m” e “b” e as grandezas $\ln(K_{ar})$ e espessura de alumínio são representados por “y” e “x” respectivamente.

Considerando “y” como o logaritmo da metade da dose inicial (K_{ar}) (medida sem atenuação), obteremos a espessura em mmAl correspondente, ou seja, sua CSR (6):

$$CSR = \frac{\ln(K_{ar}/2) - b}{m} \quad (6).$$

3.5 DETERMINAÇÃO DOS FATORES DE CALIBRAÇÃO

Os TLD foram calibrados utilizando o método da substituição com a câmara de ionização. Esse método consiste em selecionar uma combinação kV/alvo/filtro/CSR, utilizar a câmara de ionização para determinar o kerma no ar para exposição dos TLD, e em seguida substituir a câmara de ionização pelos TLD e realizar nova exposição (Pernicka e Mclean 2007).

Foram irradiados grupos com 6 TLD posicionados sobre o *phantom* mama utilizando diferentes combinações (kV/alvo/filtro/CSR), com 1 grupo para cada combinação. Tanto os TLDs quanto a câmara de ionização foram posicionados em um arranjo geométrico centrados lateralmente, a 6 cm da borda da parede torácica e a 5 cm sobre a bandeja que apoia a mama (bucky), como pode ser visto na figura 18.

Foi escolhido o grupo de TLD de maneira que possuísem fatores de sensibilidade os mais próximos possíveis, com um intervalo de aceitação de 0,02, para minizar ainda mais as diferenças de resposta para uma mesma exposição.

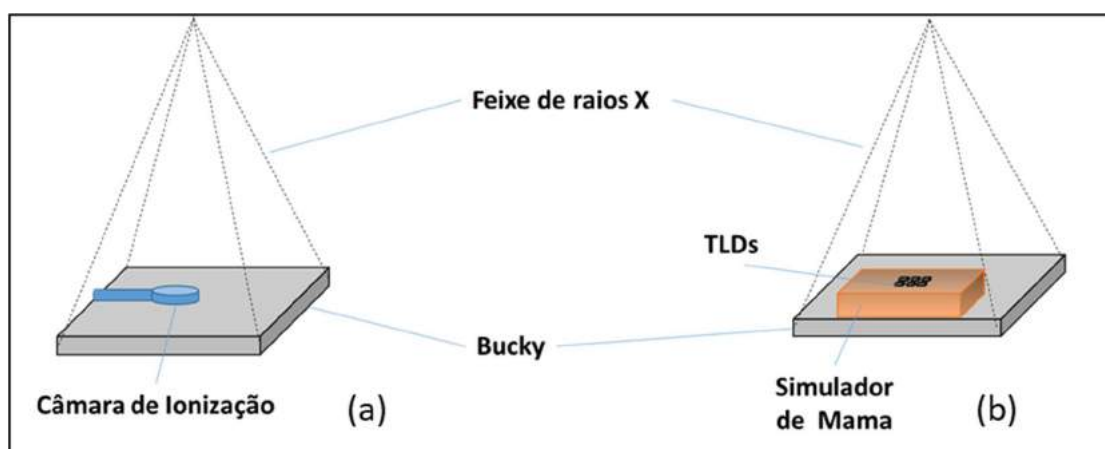


Figura 18 - Esquema do posicionamento: (a) câmara de ionização para a medições de kerma no ar em cada combinação kV/alvo/filtro/mAs e (b) posicionamento dos TLD sobre o simulador de mama para a calibração.

O procedimento foi realizado nos mamógrafos clínicos do IRD e INCA e no equipamento do laboratório de dosimetria padrão secundário (LCR/UERJ) que apresenta uma incerteza de dose do feixe inferior aos 3% da câmara de ionização. Os arranjos experimentais são mostrados na Figura 19.

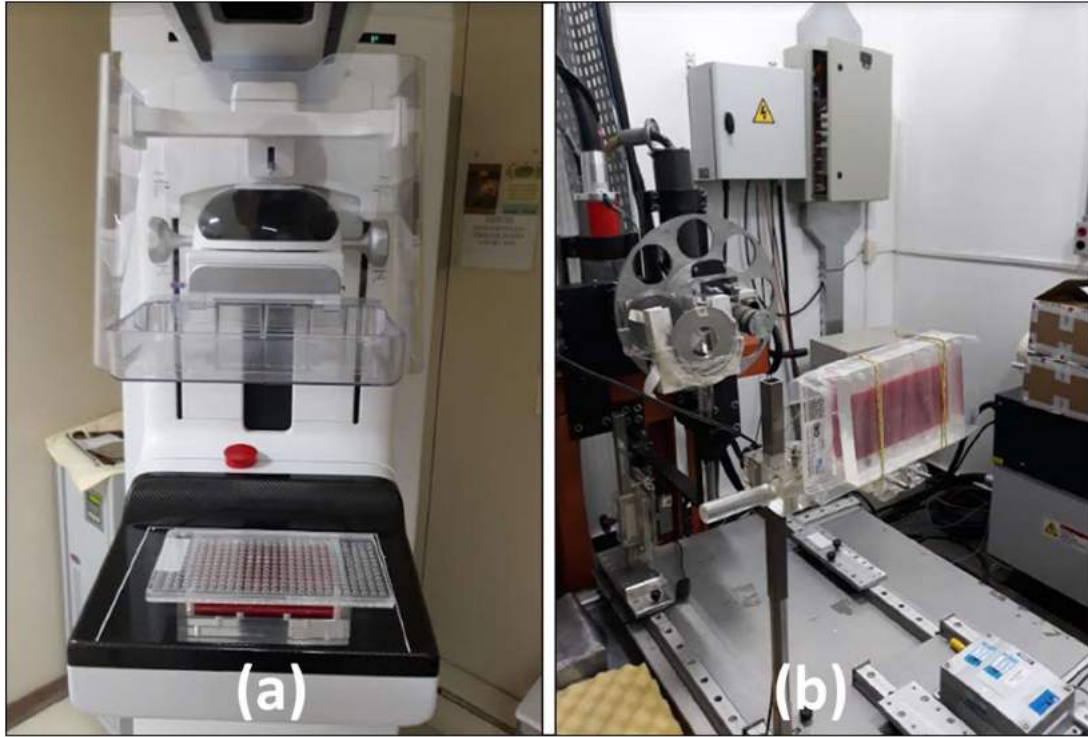


Figura 19- Arranjo experimental do irradiador para calibração dos TLDs no: (a) mamógrafo (INCA) e (b) equipamento do laboratório de dosimetria padrão secundário (LCR/UERJ).

O fator de calibração (F_c) foi determinado pela razão entre a medida do Kerma no ar (mGy) e a leitura dos TLD expostos (nC) às mesmas condições (7):

$$F_c = \frac{\overline{K_{ar}}}{(\overline{L} - \overline{BG})} \left[\frac{mGy}{nC} \right] \quad (7):$$

Onde $\overline{K_{ar}}$ é a média de 5 medições de kerma no ar com câmara de ionização, \overline{L} é a média das 6 leituras do TLD e \overline{BG} é a média das leituras de background. As leituras foram multiplicadas pelo F_s individual de cada TLD antes de calcular as médias \overline{L} e \overline{BG} .

Cada grupo de 6 TLD foi exposto a uma dose de aproximadamente 10 mGy para diferentes combinações kV/alvo/filtro. Foram utilizadas tensões na faixa de 23 kV a 39 kV. As combinações alvo/filtro usadas foram: Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh, W/Ag e W/Mo.

No mamógrafo do IRD, foram utilizadas as combinações Mo/Mo e Mo/Rh com tensões de 23, 27, 28, 32, 33 e 34 kV. No mamógrafo do INCA-III, foram utilizadas combinações W/Rh e W/Ag e tensões de 28, 31 e 34 kV e no equipamento do LCR/UERJ foram utilizadas combinações W/Mo e W/Ag e tensões de 23, 24, 28, 30, 33, 35 e 39 kV.

Apesar da câmara de ionização ser exposta no ar e o TLD exposto sobre o simulador de mama, a energia absorvida pelo TLD, nessas condições, será relacionada com a medição da câmara de ionização. Logo, o valor de dose absorvida pelo TLD será igual ao valor de kerma no ar medido pela câmara de ionização, desconsiderando o espalhamento. Isso será verdade sempre que o TLD for irradiado com o mesmo arranjo experimental.

O background (BG) foi obtido por um grupo de 6 TLDs que foram levados aos locais em que foram realizadas as exposições e tomou-se o cuidado de mantê-los em condições que não fossem expostos à radiação.

3.6 CÁLCULO DE INCERTEZAS

Para este trabalho foram consideradas as incertezas do tipo A e do Tipo B, para os valores das grandezas medidas de F_s , F_c , CSR e Energia Efetiva.

As incertezas estatísticas (Tipo A) são obtidas a partir do desvio padrão das medições realizadas e do número de medidas. Assim, a incerteza da média de F_s foi obtida pela razão do desvio padrão (σ) e da raiz quadrada do número de medições (11). Para os cálculos, foram obtidos os F_s individuais de cada leitura e utilizado o desvio padrão para cada grupo de 5 leituras de cada TLD individualmente (GUM 2008):

$$\delta F_s = \frac{\sigma}{\sqrt{n}} \quad (11)$$

As incertezas inerentes ao operador e instrumentos (Tipo B) são obtidas através de dados de calibração dos instrumentos utilizados ou na literatura (GUM 2008).

Para a determinação da incerteza Tipo B do Fator de Sensibilidade, por exemplo, considerando uma distribuição normal, fazemos a propagação das incertezas como a raiz quadrada da soma dos quadrados das derivadas parciais da função (a qual quer se determinar a incerteza) multiplicadas pelo quadrado da incerteza da grandeza a qual está derivando (GUM 2008) (12).

$$\delta F_s = \sqrt{\left(\frac{d(F_s)}{d M_i} * \delta M_i\right)^2 + \left(\frac{d(F_s)}{d M_g} * \delta M_g\right)^2 + \left(\frac{d(F_s)}{d B_G} * \delta B_G\right)^2} \quad (12),$$

onde:

δM_i , δM_g e δBG são as incertezas propagadas considerando uma incerteza tipo B de 1% das cinco medidas realizadas na leitora de TLD.

O certificado da câmara de ionização não apresenta a incerteza para as combinações alvo/filtro utilizadas no estudo, portanto, foi utilizada a maior incerteza apresentada pelo certificado. Não foi encontrada a incerteza para a leitora de TLD em artigos de estudos relacionados, então, a fim de estima-la, foi considerada a média de 5 leituras feitas sob as mesmas condições de temperatura e umidade, chegando ao valor de 1% de incerteza. O valor é reiterado por Attix que menciona sobre precisão e acurácia da leitura e afirma que pode ser alcançada variação de 1-2 % (Attix, 1986).

A incerteza tipo A para o F_c foi feita de forma semelhante à incerteza do F_s , com o desvio padrão do F_c calculado com os 6 TLDs considerados em cada exposição (13):

$$\delta F_c = \frac{\sigma}{\sqrt{n}} \quad (13)$$

A incerteza tipo B do F_c foi considerada a incerteza de 3% da câmara de ionização e a incerteza de 1% da leitora e feita a propagação a partir da equação (14). A incerteza da dose proveniente do feixe de radiação é de 1% e não foi considerada por que a incerteza da câmara de ionização é maior, portanto a flutuação de dose proveniente do feixe não provoca diferenças maiores das que foram encontradas utilizando a câmara de ionização.

$$\delta F_c = \sqrt{\left(\frac{d(F_c)}{dL} * \delta L\right)^2 + \left(\frac{d(F_s)}{d\overline{K_{ar}}} * \delta \overline{K_{ar}}\right)^2 + \left(\frac{d(F_s)}{dBG} * \delta BG\right)^2} \quad (14), \text{ onde:}$$

L é a média das leituras dos 6 TLDs de cada exposição e δL a incerteza propagada, $\overline{K_{ar}}$ e $\delta \overline{K_{ar}}$ são o kerma no ar médio de 5 medidas e sua respectiva incerteza e BG e δBG a leitura da radiação de fundo e sua incerteza.

Para a determinação da incerteza tipo A da camada semirredutora CSR, foi determinada a média de 5 exposições para cada espessura de mmAl.

A incerteza tipo B foi determinada da seguinte forma (15):

$$\delta CSR = \sqrt{\left(\frac{d(CSR)}{dK_i} * \delta K_i\right)^2} \quad (15), \text{ onde:}$$

K_i é a média das 5 medidas de kerma no ar do feixe inicial e δK_i é a incerteza da média. As incertezas das médias de todas as grandezas calculadas foram obtidas pela seguinte equação (16):

$$\delta L_i = \frac{\sqrt{(\delta L_1)^2 + (\delta L_2)^2 + (\delta L_3)^2 + (\delta L_4)^2 + \dots + (\delta L_n)^2}}{n} \quad (16), \text{ onde:}$$

δL_n é a enésima medida obtida com instrumentos (leitura e câmara de ionização), e δL_i está representando a incerteza da média das medidas L_n e n é o número de medidas.

Quando foram obtidos fatores de calibração a partir das equações obtidas, foi levada em consideração a incerteza do ajuste na propagação.

A intenção desse trabalho é propagar os dois tipos de incerteza e utilizar a incerteza combinada, a fim de evitar uma super ou subestimativa das incertezas das medidas. A incerteza combinada se dá pela raiz quadrada da soma dos quadrados das incertezas do Tipo A e do Tipo B (17) (GUM 2008).

$$\delta_c = \sqrt{(\delta_A)^2 + (\delta_B)^2} \quad (17):$$

Onde δ_c é a incerteza combinada e δ_A e δ_B são as incertezas Tipo A e Tipo B, respectivamente.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os fatores de sensibilidade individual para o lote com 200 TLD foram determinados. Os valores obtidos variaram de $0,73 \pm 0,06$ até $1,42 \pm 0,09$. Esta falta de homogeneidade entre os TLD já era esperada e isso representou uma diferença máxima entre eles de 48%. Esta diferença demonstra a importância de se determinar fatores de sensibilidade individual quando se usa um grande número de TLD, com objetivo de medir dose com maior acurácia. Os fatores de sensibilidade individuais dos 200 TLD e suas respectivas incertezas são apresentados em uma tabela no Anexo 1.

Para cada combinação kV/alvo/filtro foram determinados experimentalmente os fatores de calibração do TLD para cada CSR. Na Tabela 2 são mostrados os valores obtidos de CSR e Fc, suas respectivas incertezas e os locais em que foram realizadas as medidas de cada combinação kV/alvo/filtro.

Em toda faixa de energia de mamografia estudada, os valores dos fatores de calibração variaram de 0,180 a 0,250 mGy/nC, enquanto os valores de camada semirredutora variaram de 0,310 a 0,654 mmAl.

Os valores de Fc obtidos no equipamento do IRD variaram de 0,207 a 0,250 mGy/nC enquanto as CSR variaram de 0,310 a 0,468 mmAl, para as combinações Mo/Mo e Mo/Rh.

Os valores de Fc encontrados no equipamento do INCA variaram de 0,182 a 0,197 mGy/nC enquanto os de CSR variaram de 0,547 a 0,654 mmAl, para as combinações W/Ag e W/Rh. A busca por uma faixa maior de CSR foi alcançada neste equipamento porque as novas tecnologias, como as digitais DR, utilizam qualidades do feixe com alvo de W, alcançando assim energias de feixe médias maiores.

Para garantir a qualidade das medições realizadas nos mamógrafos clínicos, foram obtidos dados no laboratório de dosimetria padrão secundário (LCR/UERJ) reproduzindo os procedimentos para calibração dos TLD. Portanto, neste equipamento, os valores de Fc variaram de 0,180 a 0,238 mGy/nC e os valores de CSR foram de 0,330 a 0,627 mmAl.

Tabela 2 - Valores das Camadas semirredutora e Fatores de Calibração com suas respectivas incertezas e local dos equipamentos utilizados para as medidas em cada combinação kV/alvo/filtro.

kV/alvo/filtro	CSR \pm δCSR (mmAl)	Fc \pm δFc (mGy/nC)	Local
23/Mo/Mo	0,310 \pm 0,006	0,25 \pm 0,01	A
23/W/Mo	0,330 \pm 0,008	0,24 \pm 0,01	C
28/W/Mo	0,350 \pm 0,008	0,236 \pm 0,009	C
27/Mo/Mo	0,359 \pm 0,007	0,23 \pm 0,01	A
30/W/Mo	0,36 \pm 0,01	0,223 \pm 0,009	C
28/Mo/Mo	0,368 \pm 0,007	0,225 \pm 0,007	A
35/W/Mo	0,390 \pm 0,009	0,219 \pm 0,009	C
32/Mo/Mo	0,400 \pm 0,008	0,22 \pm 0,01	A
34/Mo/Mo	0,414 \pm 0,008	0,217 \pm 0,009	A
24/W/Ag	0,45 \pm 0,01	0,214 \pm 0,008	C
34/Mo/Rh	0,463 \pm 0,009	0,207 \pm 0,008	A
33/Mo/Rh	0,468 \pm 0,009	0,211 \pm 0,009	A
28/W/Ag	0,50 \pm 0,01	0,209 \pm 0,008	C
28/W/Rh	0,55 \pm 0,02	0,197 \pm 0,009	B
33/W/Ag	0,57 \pm 0,01	0,200 \pm 0,008	C
34/W/Rh	0,59 \pm 0,02	0,188 \pm 0,008	B
39/W/Ag	0,63 \pm 0,02	0,180 \pm 0,007	C
34/W/Rh	0,63 \pm 0,03	0,182 \pm 0,008	B
31/W/Ag	0,65 \pm 0,02	0,183 \pm 0,008	B

A - IRD, B - INCA, C – LCR/UERJ.

Na figura 20 pode ser observado o ajuste do Fc em função da CSR para as medições realizadas nos mamógrafos (IRD/INCA) e o ajuste das medições realizadas no laboratório de dosimetria padrão secundário (LCR/UERJ), utilizando o equipamento de Raios X industrial. Para este ajuste, foram obtidas 11 medições de Fc e CSR no IRD/INCA e 8 medições no LCR/UERJ.

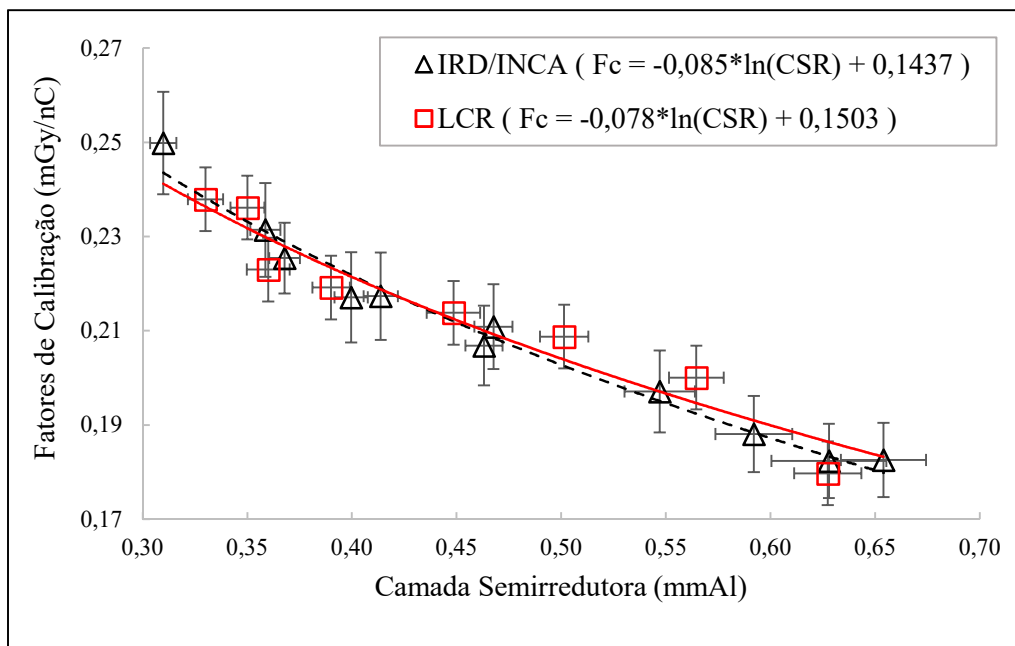


Figura 20 – Fatores de Calibração em função da Camada Semirredutora medidos nos equipamentos do IRD/INCA e do LCR/UERJ.

As equações obtidas dos ajustes foram aplicadas para todas as CSR medições experimentalmente e obtidos valores calculados do Fc para os equipamentos do IRD/INCA e do LCR/UERJ. Os resultados dos cálculos são mostrados na Tabela 3.

Ao comparar os valores obtidos usando as equações dos ajustes para CSR de 0,310 foi encontrado valores de Fc de 0,243 e 0,242 mGy/nC e para CSR de 0,654 mmAl foi encontrado valores de Fc de 0,183 e 0,187 mGy/nC para IRD/INCA e LCR/UERJ, respectivamente.

A maior diferença percentual entre os Fc experimentais e os Fc calculados utilizando a equação da curva obtida no IRD/INCA, foi de 3,9% e utilizando a equação obtida no LCR/UERJ foi de 3,8%. Isso mostra que as medidas feitas nos equipamentos clínicos (IRD/INCA), são compatíveis em precisão quando comparadas com medidas feitas no equipamento de um laboratório de dosimetria padrão secundário (LCR/UERJ). Considerando o ajuste feito com os dados dos três equipamentos, foi obtida uma diferença máxima de 3,5% entre os Fc.

Tabela 3 - Fatores de calibração obtidos experimentalmente, obtidos com as equações dos ajustes com dados do IRD/INCA e dados do LCR/UERJ calculados para cada local e em função das CSR determinadas em cada combinação kV/alvo/filtro.

kV/alvo/filtro	CSR $\pm \delta$ CSR [mAl]	Fator de calibração $\pm \delta$ [mGy/nC]			Local
		Experimental	IRD/INCA	LCR/UERJ	
23/Mo/Mo	0,63 \pm 0,02	0,180 \pm 0,007	0,183 \pm 0,007	0,19 \pm 0,01	A
23/W/Mo	0,65 \pm 0,02	0,182 \pm 0,008	0,183 \pm 0,007	0,19 \pm 0,01	C
24/W/Ag	0,59 \pm 0,02	0,183 \pm 0,008	0,180 \pm 0,006	0,18 \pm 0,01	C
27/Mo/Mo	0,63 \pm 0,03	0,188 \pm 0,008	0,188 \pm 0,007	0,19 \pm 0,01	A
28/Mo/Mo	0,55 \pm 0,02	0,197 \pm 0,009	0,195 \pm 0,007	0,20 \pm 0,01	A
28/W/Ag	0,56 \pm 0,01	0,200 \pm 0,008	0,192 \pm 0,006	0,19 \pm 0,01	C
28/W/Mo	0,463 \pm 0,009	0,207 \pm 0,008	0,209 \pm 0,007	0,21 \pm 0,01	C
28/W/Rh	0,50 \pm 0,01	0,209 \pm 0,008	0,202 \pm 0,006	0,20 \pm 0,01	B
30/W/Mo	0,468 \pm 0,009	0,211 \pm 0,009	0,208 \pm 0,007	0,21 \pm 0,01	C
31/W/Ag	0,45 \pm 0,01	0,214 \pm 0,008	0,212 \pm 0,006	0,22 \pm 0,01	B
32/Mo/Mo	0,400 \pm 0,008	0,217 \pm 0,009	0,222 \pm 0,006	0,22 \pm 0,01	A
33/Mo/Rh	0,414 \pm 0,008	0,22 \pm 0,01	0,219 \pm 0,006	0,22 \pm 0,01	A
33/W/Ag	0,390 \pm 0,009	0,219 \pm 0,009	0,224 \pm 0,005	0,23 \pm 0,01	C
34/Mo/Mo	0,36 \pm 0,01	0,223 \pm 0,009	0,231 \pm 0,006	0,23 \pm 0,01	A
34/Mo/Rh	0,368 \pm 0,007	0,225 \pm 0,007	0,229 \pm 0,006	0,23 \pm 0,01	A
34/W/Ag	0,359 \pm 0,007	0,23 \pm 0,01	0,231 \pm 0,005	0,230 \pm 0,009	B
34/W/Rh	0,350 \pm 0,008	0,236 \pm 0,009	0,233 \pm 0,005	0,23 \pm 0,01	B
35/W/Mo	0,330 \pm 0,008	0,24 \pm 0,01	0,238 \pm 0,006	0,24 \pm 0,01	C
39/W/Ag	0,310 \pm 0,006	0,25 \pm 0,01	0,243 \pm 0,005	0,242 \pm 0,009	C

A – IRD, B – INCA, C – LCR.

Como observado pela AIEA, os laboratórios de dosimetria padrão secundários de dosimetria utilizam como referência para a calibração de TLD a combinação kV/alvo/filtro de 28/Mo/Mo. Portanto, foi construído um gráfico comparando os resultados do Fc com a combinação kV/alvo/filtro de referência e os Fc obtidos experimentalmente em todos equipamentos. Pode ser observado na figura 21 a influência da combinação kV/alvo/filtro no fator de calibração, quando este é em função da CSR.

Ao utilizar o fator de calibração obtido com 28 kV/Mo/Mo, desconsiderando a dependência energética do TLD 100, o valor da dose na mama poderia ser superestimado em até 20,3% quando utilizado alvo de tungstênio (W) com 39 kV e subestimado em até 10,8% quando utilizado alvo de Mo com 23 kV.

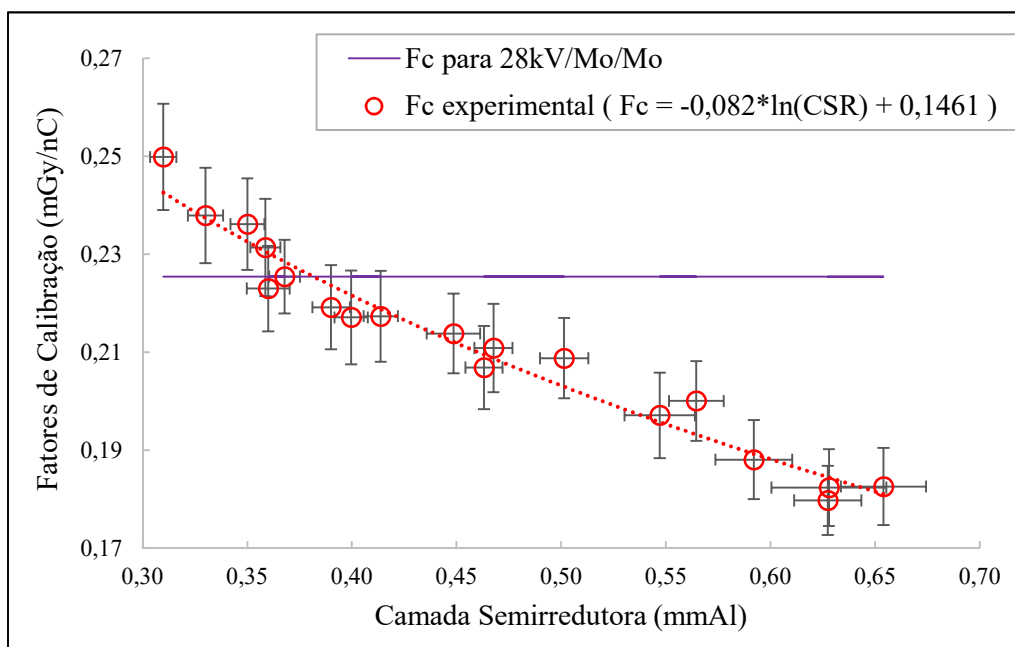


Figura 21 - Fator de Calibração em função da Camada Semirredutora obtido com 28 kV/Mo/Mo.

A equação obtida na figura 21 ($F_c = -0,082 \cdot \ln(CSR) + 0,1461$) foi obtida a partir do ajuste considerando todos os 19 pontos obtidos.

Devido à complexidade e disponibilidade das tecnologias utilizadas para obter os dados deste estudo, foi observado a importância de realizar análises mais aprofundadas dos resultados. Desta forma, utilizando os pontos do ajuste da figura 21, foi construído um novo gráfico do fator de calibração em função da camada semirredutora para avaliar o comportamento do F_c para os alvos de Mo e W, separadamente (Figura 22).

As equações apresentadas na figura 22, foram obtidas a partir do ajuste utilizando os pontos obtidos apenas com alvos de Mo ($F_c = -0,096 \cdot \ln(CSR) + 0,1329$) e utilizando os pontos obtidos apenas com alvos de W ($F_c = -0,08 \cdot \ln(CSR) + 0,1478$).

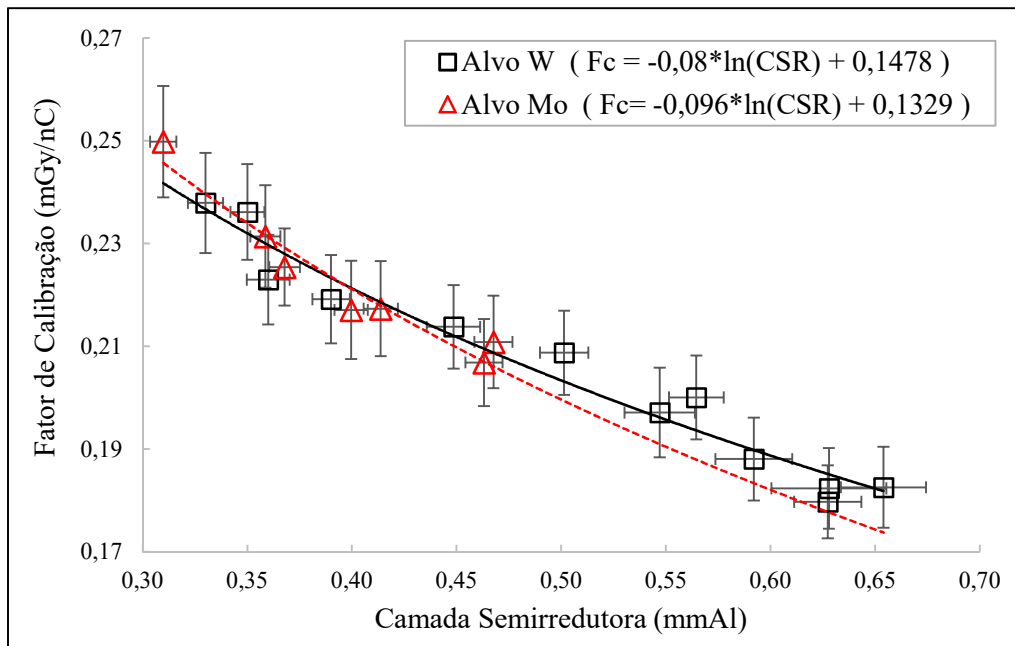


Figura 22 - Fator de Calibração em função da Camada Semirredutora, para alvo de W e alvo de Mo obtidos nas medições realizadas experimentalmente.

A partir desta análise, foi possível calcular o quanto as doses na mama seriam super ou subestimadas, caso fosse utilizado apenas o fator de calibração obtido com as equações considerando a CSR de 0,55 mmAl, medida com a combinação 28 kV/Mo/Mo. A tabela 4 mostra, em percentual, a diferença entre o Fc calculado para a CSR de 0,55 mmAl e a menor CSR encontrada que foi de 0,31 mmAl (subestimativa). E mostra também a diferença entre a CSR de 0,55 mmAl e a maior CSR encontrada de 0,65 mmAl (superestimativa). Esta comparação percentual em relação ao Fc obtido com a CSR de 0,55 mmAl, foi feita para as equações: com alvo de W ($F_c = -0,08 \cdot \ln(CSR) + 0,1478$ - figura 22), com alvo de Mo ($F_c = -0,096 \cdot \ln(CSR) + 0,1329$ - figura 22) e com ambos os alvos ($F_c = -0,082 \cdot \ln(CSR) + 0,1461$ - figura 21). Para fins de comparação, também foi acrescentada à tabela os valores de super e subestimativa obtidos com os dados experimentais.

Tabela 4 - Percentual de super e subestimativa da dose a partir da diferença entre o fator de calibração com 28 kV/Mo/Mo e os demais valores de fatores de calibração obtidos: experimentalmente (Exp.), utilizando a equação com todos os dados (W e Mo), utilizando a equação somente com os dados obtidos com alvo de tungstênio (W) e com os dados obtidos com o alvo de molibdênio (Mo).

Dose na Mama	Diferenças percentuais a partir do Fc (%)				
	CSR comparadas à 0,55 mmAl	Exp.	W e Mo	W	Mo
Superestimado	0,31 mmAl	20,3	20,7	20,2	22,4
Subestimado	0,65 mmAl	10,8	6,2	6,0	7,2

Pode ser observado com os resultados desta tabela e nas figuras 21 e 22, que o Fc em ambos os materiais do alvo, segue tendência similar para toda a faixa de energia de mamografia. Quando a resposta do TLD não é corrigida em função da energia, a dose na mama é superestimada para as camadas semirredutoras maiores do que a obtida com 28 kV/Mo/Mo e subestimada quando menores.

A equação obtida pelo ajuste de Fc em função da CSR utilizando apenas alvo de Mo apresentou uma diferença percentual máxima de 6,1% entre os Fc experimentais e os Fc obtidos pela equação, já para os com alvos de W, a maior diferença foi de 3,3%. A diferença obtida com alvos de Mo foi maior, devido a limitada faixa de CSR em relação a obtida com alvo de W.

Utilizando as combinações 34 kV/Mo/Rh e 34 kV/W/Rh, foram obtidas CSR de 0,463 e 0,592, respectivamente. Essa diferença de CSR acontece devido a diferentes composições dos espectros gerados pelos alvos de W e Mo. Combinações com alvo de W alcançam CSR mais elevadas do que alvo de Mo, como mostrado na figura 22. Na prática, a utilização do alvo de tungstênio possibilita otimizar a dose na mama. Nos equipamentos de tecnologia digital DR, comumente é utilizado alvo de tungstênio, pois a distribuição de energia dos fótons do espectro de W favorece a formação da imagem, aumentando a dose no detector e apresentando melhor razão sinal ruído em um período de exposição curto quando comparado à exposição com alvo de Mo. Isso faz com que a deposição de dose na mama seja menor utilizando alvo de tungstênio, na tecnologia DR. (Fahrig, Rowlands e Yaffe, 1996) (Fahrig & Yaffe, 1994).

A figura 24 mostra o gráfico com a resposta TL por unidade de kerma no ar em função da energia efetiva do feixe, comparando os dados obtidos neste estudo com os dados apresentados por Nunn et al (2008).

As incertezas encontradas por Nunn são menores do que as encontradas neste estudo, assim como, o número de dados obtidos na faixa de energia usada em mamografia observando-se a tendência de crescimento da resposta TL com o aumento da energia. A diferença de homogeneidade, fabricação dos TLD e geometria utilizada no experimento, são fatores determinantes para a diferença entre as duas curvas, além do fato dos dados de Nunn terem sido normalizados pela resposta do ^{60}Co que possui energia de 1250 keV e os dados deste estudo terem sido normalizados pela resposta obtida no ^{137}Cs que tem energia de 662 keV.

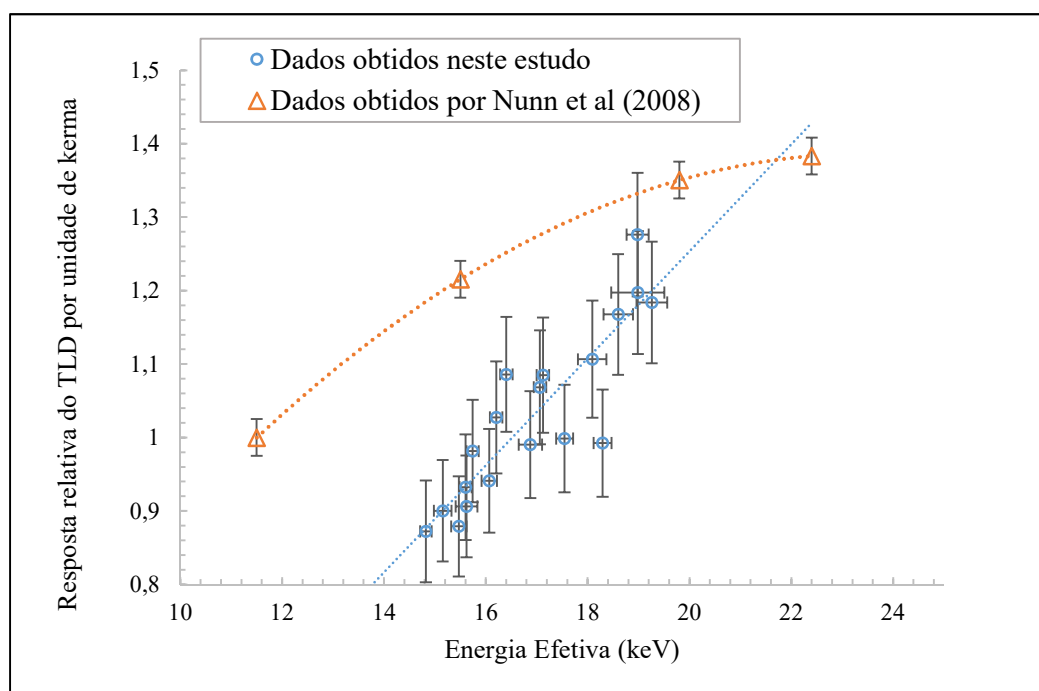


Figura 23 - Gráfico da resposta do TLD por unidade de Kerma no ar em função da energia efetiva do feixe, comparando os dados obtidos neste estudo, normalizados pela resposta obtida no ^{137}Cs , com os dados apresentados por Nunn et al, normalizados pela resposta do ^{60}Co .

Em ambos os estudos, pode ser observado uma tendência de crescimento da resposta TL do TLD com o aumento da energia efetiva do feixe na faixa de energia utilizada em mamografia.

5. CONCLUSÃO

Foram determinados os fatores de calibração (F_c) do TLD 100 para toda faixa de energia utilizada em mamografia como função da energia (kV/alvo/filtro/CSR). A variação dos F_c obtidos experimentalmente foi de 0,180 a 0,250 mGy/nC, comprovando a dependência energética do TLD 100 já apontada por Nunn et al (2008) e Davis et al (2003). A dependência energética do TLD observada por este estudo, estão de acordo com os dados obtidos por estes autores.

A relação entre o fator de calibração obtido com 28 kV/Mo/Mo e os fatores de calibração obtidos na faixa de energia utilizada em mamografia mostrou que podem ocorrer erros significativos na estimativa da DGM quando o TLD é calibrado utilizando apenas a combinação 28 kV/Mo/Mo.

Quando utilizado alvo de molibdênio ou de tungstênio para a calibração do TLD, estes erros são similares aos encontrados na estimativa da DGM com o ajuste do F_c em função da CSR para ambos os alvos. Logo, pode-se concluir que este ajuste pode ser realizado utilizando somente um tipo de alvo; entretanto, deve-se garantir que os dados alcancem toda a faixa de energia em mamografia para que o erro seja minimizado. Comparado o erro obtido entre os dois tipos de alvo, este é menor utilizado alvo de tungstênio, que alcança toda a faixa de energia do estudo.

Os resultados das medições realizadas no LCR/UERJ e nos mamógrafos clínicos do IRD e INCA mostraram que não é necessária a disponibilidade de um laboratório de dosimetria padrão secundário para corrigir a dependência energética do TLD 100 na faixa de energia de mamografia.

A dosimetria em mamografia para determinação da dose glandular média, pode ser amplamente realizada utilizando TLD 100 com uma incerteza de até 5%, desde que sejam considerados os fatores de sensibilidade e os fatores de calibração corrigidos pela dependência energética do TLD.

6. BIBLIOGRAFIA

- Almeida, Claudio Domingues. “Otimização da Dose Glandular Média na Mama e da Qualidade da Imagem nos Sistemas de Mamografia Digital.” *UFRJ - Faculdade de Medicina - Departamento de Radiologia.*, 2014.
- Araújo, Anna Maria Campos de, et al. “O Controle de Qualidade em Mamografia e o INCA: Aspectos Históricos e Resultados.” *Revista Brasileira de Cancerologia*, 2017.
- Attix, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Madison, Wisconsin: WILEY - VCH, 1986.
- Batista, B. J., e Yoshimura M. E.. “Avaliação de dosímetros termoluminescentes para uso em radioterapia com fótons de alta energia.” *Tese de Mestrado - USP*, 2011.
- Bushberg, J. T., Anthony Seibert, Edwin Leidholdt, e John. M. Boone. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams e Wilkins, 2002.
- Chevalier, Margarita. *La Física de La Mamografía*. Madrid: Física Médica. Dpto. de Radiología. Universidad Complutense de Madrid., 2012.
- Chistensen., P. L., Botter-Jensen. e Benny M. “Thermoluminescence Dosimetry Applied to Radiation Protection.” *The International Journal of Applied Radiation and Isotopes*, 1981.
- Coutinho, Célia Maria Campos. “Avaliação da Dose Glandular em Sistemas de Mamografia Convencional e Digital Utilizando um Fantoma Dosimétrico.” *Tese de Doutorado*, Março de 2009.
- Dance, D. R., Thilander, A. K., Sandborg, M., Skinner, C. L., Castellano, I. A. e Carlsson, G. A. “Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study.” *Br J Radiol.*; 73(874):1056-67., 2000.

- Das, K R., Li, Z., Perera, H., e Williamson, F. J. “Accuracy of Monte Carlo photon transport simulation in characterizing brachytherapy dosimeter energy-response artefacts.” *Phys. Med. Biol.*, 1996: 995–1006.
- Davis, D. S., Ross, K. C., Mobit P, N., Van der Zwan, L., Chase., R. W. J. e Shortt, K. “The Response of LiF Thermoluminescence Dosemeters to Photon in the Energy Range From 30 kV X Rays to Co 60 Gamma Rays.” *Nuclear Tecnology Publishing*, 6 de Junho de 2003: 33-43.
- Delis., H, Spyrou, G., Costaridou, L., Tzanakos, G., e Panayiotakis, G. “Suitability of new anode materials in mammography: Dose and subjectcontrast considerations using Monte Carlo simulation.” *MobiusMed*, 11 de Novembro de 2006.
- Estudo Radiográfico*. 18 de 03 de 2018. Acessível em: <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/radiologia-convencional/principios-fisicosrx/interacao-da-radiacao-ionizante-com-a-materia/efeito-fotoeletrico>.
- Euroaktion. 2019. Acessível em: <http://www.euroaktion.com.br/Tabela%20de%20Densidade%20dos%20Materiais.pdf>.
- Fahrig, Rebecca, e Martin J. Yaffe. “Optimization of spectral shape in digital mammography: Dependence on anode material, breast thickness, and lesion type.” *Medical Physics* 21, 1473 ;, 1994.
- Fahrig, Rebecca, e Martin J. Yaffe. “A model for optimization of spectral shape in digital mammography.” *Medical Physics* 21, 1463;, 1994.
- Fahrig, Rebecca, Rowlands, e Martin J. Yaffe. “Xray imaging with amorphous selenium: Optimal spectra for digital mammography.” *Medical Physics* 23, 557;, 1996.
- Feital, João. “Desenvolvimento de Metodologia para Medições de Dose Glandular Média por meio de um Simulador de Mama.” *Tese de Doutorado*, 2017.
- GUM. *Avaliação de dados de medição. Guia para a expressão de incerteza de medição*. 2008.

- Hammerstein., R, G, D, W Miller., R, D White., E, M Masterson., Q, H Woodard., e S,J. Laughlin. “Absorbed Radiation Dose in Mammography.” *Radiology*, Fevereiro de 1979.
- Harshaw, 2019. Acessível em: <https://www.thermofisher.com/order/catalog/product/SNO10106?SID=srch-srp-SNO10106>.
- ICRP. “Data for Use in Protection against External Radiation.” *ICRP Publication 51. Ann. ICRP 17 (2-3)*, 1987.
- INCA. *Tipos de Câncer: Câncer de Mama*. 2018. Acessível em: <https://www.inca.gov.br/tipos-de-cancer/cancer-de-mama>.
- Johns, P. C., e Yaffe, M. J. “X-ray Characterisation of Normal and Neoplastic Breast Tissues.” *Phys. Med. Biol.* 6, 1987.
- LCR- *Laboratório de Ciências Radiológicas*. fevereiro de 2019. Acessível em: <http://www.lcr.uerj.br/index.php/institucional/historia>.
- Manohara., S.R., Hanagodimath, S.M., e Gerward, L.. “Energy absorption buildup factors for thermoluminescent dosimetric materials and their tissue equivalence.” *Radiation Physics and Chemistry. Elsevier.*, 2010.
- Maurício, Cláudia Lucia de Pinho. *Termoluminescencia e Dosímetro Termoluminescente: Aplicação em monitoração individual*. Rio de Janeiro: IRD/CNEN - Instituto de Radioproteção e Dosimetria. Apostila de Curso., 2001.
- Menezes, Cláudio J. M., Hwang, S. F., Castro, W. A. e Peixoto, J. E. “Desenvolvimento de um cartão dosimétrico para Mamografia.” 2002.
- NIST. *National Institute of Standart Technology*. 2019. Acessível em: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ElemTab/z13.html>.
- Nosratieh, Anita, Andrew Hernandez, Sam Z Shen, Martin J Yaffe, Anthony Seibert J, e John M Boone. “Mean glandular dose coefficients (DgN) for x-ray spectra used in contemporary breast imaging systems.” *Phys. Med. Biol.* 60 (2015) 7179–7190, 7 de setembro de 2015.

- Nuclear, Blog Física. s.d. Acessível em: <http://bioblogandofisica.blogspot.com/2013/03/o-producao-do-raio-x.html>.
- Nunn, A. A., Davis, S. D., Micka, J. A. e DeWerd, L. A. “LiF:Mg,Ti TLD response as a function of photon energy for moderately filtered x-ray spectra in the range of 20–250 kVp relative to 60Co.” *American Association of Physicists in Medicine*, Maio de 2008.
- Oberhofer., M, Scharmann, A., e Adam Hilger. *Applied Thermoluminescence Dosimetry*. Ispra Itália: Commission of the European Communities - Ispra Courses, 1979.
- Pernicka, F., e Mclean, I. D. “Dosimetry in Diagnostiv Radiology: An Internetal Code of Practice.” *Internetal Atomic Agency - Vienna*, 2007.
- Pinheiro, M. A, Almeida, C. D., Peixoto, J. E., Valverde, M. de A. S. e Marin, A. V. “Análise das tecnologias e doses glandulares médias em mamografia no Brasil no período de 2011 a 2016.” *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, 2018.
- Piesch, E, Burgkhardt, B, Hofmann, I. "Damage Effects and Recovery in LiF:Mg,Ti Thermoluminescent Dosimeters After Long-Term Annealing ai 400°C", *Nuclear Instruments and Methods* 138 (1), 157-163 (1976).
- Podgorsak, Ervin B. *Radiation physics for medical physicists*. Springer Science & Business Media, 2010.
- Sardo., L. T. L., Almeida, C. D., e Coutinho, C. M. C. “Influencia da Quilovoltagem (kV) na Dose Glandular Média na Mama em Exames de Mamografia.” 2013.
- Squair, Peterson Lima. *Metodologia paraa avaliação da Dose Glandular em Mamografia e sua Aplicação a Programas de Garantia da Qualidade*. Belo Horizonte: Qualificação, 2019.
- Tauhata, L., Salati, I. P. A., Di Prinzio, R., e Di Prinzio, M. A. R. R.. *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*. 9ª revisão - IRD/CNEN, 2013.

Taylor., M.L. “Robust determination of effective atomic numbers for electron interactions with TLD-100 and TLD-100H thermoluminescent dosimeters.” *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. Elsevier.*, 2011.

Valenciana, Generalitat. “Dirección General para la Salud Pública. Guia técnica mamográfica em cribado poblacional. Valencia: Generalitat Valenciana,.” *Conselleria de Sanidad.*, 2001.

Xavier, A. C. S., Barros, V. S. M., e Mello, F. “Avaliação da Dose Glandular Média em Sistemas Digitais e Convencionais de Mamografia.” *Sociedade Brasileira de Proteção Radiológica SBPR*, Agosto de 2014.

ANEXO 1

Tabela contendo os valores obtidos de fator de sensibilidade (Fs) e sua incerteza (δF_s) para cada TLD.

TLD	Fs	δF_s	TLD	Fs	δF_s
1	0,74	0,06	29	0,96	0,07
2	0,73	0,06	30	0,96	0,07
3	0,73	0,06	31	0,95	0,07
4	0,76	0,06	32	0,96	0,07
5	0,77	0,06	33	0,95	0,07
6	0,79	0,06	34	0,95	0,07
7	0,81	0,06	35	0,95	0,07
8	0,79	0,06	36	0,96	0,07
9	0,81	0,06	37	0,95	0,07
10	0,81	0,06	38	0,93	0,07
11	0,82	0,06	39	0,94	0,07
12	0,85	0,06	40	0,95	0,07
13	0,85	0,06	41	0,97	0,07
14	0,85	0,06	42	0,98	0,07
15	0,86	0,06	43	0,97	0,07
16	0,87	0,06	44	0,97	0,07
17	0,87	0,06	45	0,98	0,07
18	0,92	0,07	46	0,96	0,07
19	0,91	0,07	47	0,97	0,07
20	0,94	0,07	48	0,97	0,07
21	0,94	0,07	49	1,00	0,07
22	0,98	0,07	50	1,04	0,08
23	0,95	0,07	51	0,98	0,07
24	1,00	0,08	52	1,01	0,07
25	7,61	0,07	53	0,99	0,07
26	0,96	0,07	54	0,99	0,07
27	0,95	0,07	55	0,97	0,07
28	0,97	0,07	56	0,99	0,07
57	0,97	0,07	90	0,98	0,07
58	0,98	0,07	91	1,02	0,07
59	0,96	0,07	92	1,04	0,07
60	0,97	0,07	93	1,03	0,07

61	0,95	0,07	94	1,02	0,07
62	0,99	0,07	95	1,03	0,07
63	1,01	0,07	96	1,03	0,07
64	0,98	0,07	97	1,01	0,07
65	0,99	0,07	98	1,02	0,07
66	0,97	0,07	99	1,01	0,07
67	1,00	0,07	100	1,05	0,07
68	1,00	0,07	101	1,01	0,07
69	0,97	0,07	102	1,01	0,07
70	0,99	0,07	103	0,98	0,07
71	1,01	0,07	104	1,02	0,07
72	1,03	0,07	105	1,01	0,07
73	1,03	0,07	106	1,01	0,07
74	1,00	0,07	107	0,99	0,07
75	1,07	0,08	108	1,00	0,07
76	1,03	0,07	109	1,01	0,07
77	1,01	0,07	110	0,98	0,07
78	0,99	0,07	111	1,00	0,07
79	1,00	0,07	112	1,00	0,07
80	1,01	0,07	113	1,00	0,07
81	1,01	0,07	114	1,00	0,07
82	1,05	0,07	115	0,98	0,07
83	1,00	0,07	116	1,01	0,07
84	1,02	0,07	117	1,01	0,07
85	1,00	0,07	118	1,01	0,07
86	1,02	0,07	119	1,01	0,07
87	0,98	0,07	120	0,99	0,07
88	1,01	0,07	121	1,02	0,07
89	1,01	0,07	122	0,99	0,07
123	1,03	0,07	156	1,04	0,07
124	1,07	0,07	157	1,03	0,07
125	1,06	0,07	158	1,02	0,08
126	1,03	0,07	159	1,07	0,07
127	1,03	0,07	160	1,07	0,07
128	1,03	0,07	161	1,06	0,07
129	1,03	0,07	162	1,08	0,07
130	1,03	0,07	163	1,05	0,07

131	1,05	0,07	164	1,07	0,07
132	1,04	0,07	165	1,07	0,07
133	1,03	0,07	166	1,06	0,07
134	1,03	0,07	167	1,07	0,07
135	1,04	0,07	168	1,08	0,07
136	1,04	0,07	169	1,07	0,07
137	1,02	0,07	170	1,06	0,07
138	1,01	0,07	171	1,09	0,07
139	1,03	0,07	172	1,10	0,07
140	1,03	0,07	173	1,11	0,07
141	1,02	0,07	174	1,11	0,07
142	1,05	0,07	175	1,09	0,07
143	1,05	0,07	176	1,08	0,07
144	1,05	0,07	177	1,09	0,07
145	1,05	0,07	178	1,10	0,07
146	1,02	0,07	179	1,08	0,07
147	1,03	0,07	180	1,10	0,07
148	1,06	0,07	181	1,10	0,07
149	1,08	0,07	182	1,10	0,07
150	1,06	0,07	183	1,06	0,08
151	1,03	0,07	184	1,10	0,07
152	1,06	0,07	185	1,09	0,07
153	1,08	0,07	186	1,10	0,07
154	1,06	0,07	187	1,08	0,08
155	1,05	0,07	188	1,07	0,08
189	1,09	0,08	195	1,12	0,08
190	1,11	0,07	196	1,18	0,07
191	1,11	0,07	197	1,15	0,08
192	1,12	0,07	198	1,19	0,08
193	1,12	0,07	199	1,23	0,08
194	1,17	0,07	200	1,42	0,09